

**Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und  
Kieferheilkunde des Fachbereichs Medizin  
der Philipps-Universität Marburg**

Abteilung für Zahnerhaltungskunde  
Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

**Temperaturveränderungen bei Flüssigkeitszirkulation im  
Pulparaum eines Zahns während der Bestrahlung mit  
Dioden-Lasersystemen**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin  
im Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

**Petr Lulic**  
aus Prag, Tschechische Republik  
Marburg 2018

Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg am: 19. 10. 2018

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Andreas Braun

1. Korreferent: Prof. Dr. Michael Gente



## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1.</b>	<b>Einleitung</b>	<b>6</b>
1. 1.	Einführung	6
1. 2.	Anatomie des Zahns	7
1. 3.	Intrapulpale Blutzirkulation	9
1. 4.	Lasersysteme - ein Überblick	11
1. 5.	Dioden - Lasersysteme	13
1. 5. 1.	Aufbau und Funktionsweise	13
1. 5. 2.	Indikationsstellung von Diodenlasern	15
1. 6.	Ziel der Arbeit	17
<b>2.</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>18</b>
2.1.	Verwendete Materialien	18
2.2.	Durchflussraten	19
2.3.	Berücksichtigung der Temperaturen	19
2.4.	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	20
2.5.	Versuche	24
2.5.1.	Vorversuche und deren Schlussfolgerung	24
2.5.2	Hauptversuche	28
2.6.	Datenerfassung und statistische Auswertung	28
<b>3.</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>30</b>
<b>4.</b>	<b>Diskussion</b>	<b>42</b>
4.1.	Diskussion der Ergebnisse	42
4.2.	Diskussion der Methodik	44
<b>5.</b>	<b>Klinische Relevanz</b>	<b>46</b>
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>47</b>
6.1.	Zusammenfassung in Deutsch	47



6.2.	Zusammenfassung in Englisch	48
<b>7.</b>	<b>Anhang</b>	<b>50</b>
7. 1.	Messwerte des Hauptversuchs	50
7. 2.	Boxplot-Diagramme mit DeltaMax-Werten	53
<b>8.</b>	<b>Tabellen- und Abbildungsverzeichnis</b>	<b>58</b>
<b>9.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>62</b>
<b>10.</b>	<b>Liste akademischer Hochschullehrer</b>	<b>66</b>
<b>11.</b>	<b>Danksagung</b>	<b>66</b>

# **1. Einleitung**

## **1. 1. Einführung**

Wie alle Teilbereiche der Medizin unterliegt ebenfalls die Zahnmedizin einem stetigen Fortschritt. So wurde die moderne Zahnheilkunde vor allem durch die technische Weiterentwicklung der letzten Dekaden geprägt. Dadurch haben es zum Beispiel Mitte der 90er Jahre des letzten Jahrhunderts die Laser auf den Markt geschafft, da schon früh deren Potential für die Zahnheilkunde erkannt wurde. Mit steigendem Interesse an einer wissenschaftlichen Betrachtung von Lasersystemen wurde 1991 die Deutsche Gesellschaft für Laserzahnheilkunde (DGL) gegründet.

Was sind aber überhaupt Laser? Der Begriff Laser steht für Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation und heißt, dass es durch stimulierte Emission von Strahlung (elektromagnetische Wellen) zu einer Lichtverstärkung kommt [44]. Recherchiert man im Internet mittels der Suchmaschine Google nach Schlagwörtern wie „Laserzahnheilkunde“, „Laser Zahnarzt“ oder „Zahnmedizin Laser“, wird einem anhand der Trefferzahl von ca. 40.000 bis zu 400.000 Einträgen verdeutlicht, dass die Laser heute einen festen Bestandteil in der Zahnmedizin darstellen. Diese Tatsache ist höchstwahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass die Verwendung von Lasern mittlerweile ein sehr breites Indikationsspektrum genießt. Dies ist vor allem der Einführung der Dioden - Lasersysteme zu verdanken, die vielseitig angewendet werden können und sehr handlich sind [4].

Das Problem im zahnärztlichen Alltag ist, dass es während einer Behandlung oft zu einer Wärmeentwicklung am Zahn kommen kann. Ein klassisches Beispiel stellt das Beschleifen von Zähnen mit hohtourigen Winkelstücken dar. Ähnlich ist es auch bei der Anwendung von Lasern, da es aufgrund von Energieübertragung zu einer Wärmeentwicklung am und im Zahn kommt und somit potentielle thermische Schäden nicht auszuschließen sind. In zahlreichen Studien wurde bereits festgestellt, dass es in einem gewissen Temperaturbereich zur Pulpanekrose kommen kann [13]. Eine signifikante Rolle spielt dabei aber die konstante Blutzirkulation im Zahn, die einen wesentlichen Aspekt in der Wärmereduktion/Wärmeableitung darstellt. Dieser Aspekt ist Gegenstand dieser Arbeit, welche den kühlenden Effekt einer Flüssigkeit auf den Zahn während einer Laserbestrahlung untersuchen soll.

## 1. 2. Anatomie des Zahns

Der Zahn als fester Bestandteil des menschlichen Kauorgans kann in 3 Abschnitte (Abb. 1) gegliedert werden: die in der Mundhöhle sichtbare Zahnkrone, den Zahnhals, der in der Regel durch das Zahnfleisch bedeckt wird und die Zahnwurzel, die ins Knochenfach (Alveole) eingebettet ist. Hier sprießen Blut- und Nervengefäße in den Zahn ein, womit die Übermittlung von thermischen, mechanischen, osmotischen und elektrischen Reizen ermöglicht wird [17].

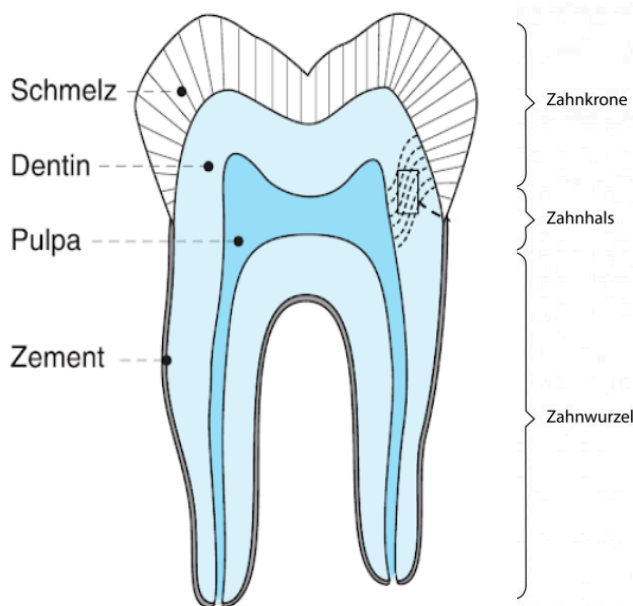


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Molaren im Zahnfach [17].

Der Zahnschmelz (Enamelum) als härteste Substanz im menschlichen Körper ummantelt schützend das deutlich weichere und abrasivere Dentin. Er wird während der Amelogenese durch die Ameloblasten gebildet, die für die spätere Form und die Mineralisation verantwortlich sind. Schmelz besteht zu 97 Gew.-% aus anorganischen Bestandteilen, 3 Gew.-% bilden organische Substanzen und Wasser [32]. Den Grundbaustein der anorganischen Substanz stellen Kristalle dar, die durch die Ameloblasten gebildet werden und Kalziumphosphatverbindungen enthalten. Die gängigste Form ist das Hydroxylapatit. Weitere mögliche Modifikationen stellen Fluorhydroxylapatit, Fluorapatit, Magnesiumhydroxylapatit usw. dar [32]. Es handelt sich beim Schmelz um ein nicht regenerationsfähiges Material, da durch Säure vor allem Hydroxylapatitkristalle irreversibel herausgelöst werden. Diese Kristalle sind in Stäbchen, den sog. Schmelzprismen angeordnet. Zwischenprismatischer Schmelz verläuft senkrecht zu diesen, was ausschlaggebend für die Stabilität des Schmelzes ist. Die Schmelz - Dentin Grenze (Abb. 2) verläuft nicht geradlinig, sondern enthält schüsselartige

Vertiefungen, in denen es zu einer Verbindung zwischen Apatit - Kristallen und dem Dentin kommt [48].

„Dentin ist hochelastisch und verformbar. Es ist weniger hart als Schmelz und besitzt eine gelbliche Farbe. Da Dentin sehr 'porös' ist, weist es eine wesentlich höhere Permeabilität als Schmelz auf“ [17]. Im Gegensatz zum Schmelz macht das Dentin den größten Teil der Zahnhartsubstanz aus. Das Dentin besitzt die Fähigkeit, sich im Laufe des Lebens zu erneuern. Die Folge dieser Erneuerbarkeit ist, dass sich die Pulpa verkleinert, weil sich das neu gebildete Dentin pulpawärts anlagert [48]. „Das Dentin besteht zu ungefähr 70 Gew.-% aus anorganischem Material, zu 18 Gew.-% aus organischem Material und zu 12 Gew.-% aus Wasser“ [32]. Bestandteil des anorganischen Materials sind ähnlich wie beim Schmelz Hydroxylapatitkristalle, die allerdings etwas kleiner sind. Hauptbestandteil der organischen Komponente ist Kollagen. Von der Pulpa ausgehend bis hin zur Dentin - Schmelz Grenze verlaufen Dentinkanälchen. In diesen Kanälchen sind Odontoblasten - Fortsätze (sog. Tomes - Fasern) zu finden. Begleitet werden sie im pulpanahen Bereich von marklosen Nervenfasern und spielen bei der Reizübermittlung und der folgenden Schmerzentstehung eine Rolle. Das Zahnbein ist somit im Vergleich zu Schmelz ein schmerzempfindliches Gewebe [48]. Gewebe, welches sich infolge eines Reizes entwickelt nennt man Tertiär- oder auch Reizdentin. Dentin, dass bis zum Abschluss des Wurzelwachstums entsteht, bezeichnet man als Primärdentin, nach Abschluss des Wurzelwachstums wiederum Sekundärdentin.

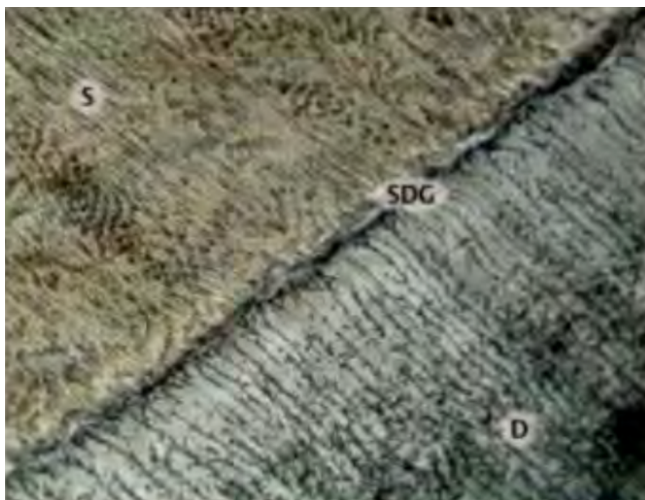


Abb. 2: Detailansicht eines Zahnschliffs nach Ätzung mit Zitronensäure, womit ein Teil der Hydroxylapatitkristalle herausgelöst wurde. Zu erkennen ist im Schmelz (S) die typische schlüssellockartige, runde, bzw. hufeisenformartige Form der Schmelzprismen, die schüsselförmig verlaufende Schmelz-Dentin Grenze (SDG) und die linienartig verlaufenden Dentinkanälchen im Dentin (D) [48].

Das Zement wird unter anderem durch Zementoblasten sezerniert und bedeckt die Wurzeln des

Zahns, womit es einen wesentlichen Bestandteil des Zahnhalteapparats darstellt und unabdingbar bei der Verankerung im Alveolarknochen ist. Es ist am wenigsten mineralisiert und besteht zu 65 Gew.-% aus anorganischem Material und zu ca. 23 Gew.-% aus organischen Substanzen [32]. Das Wurzelzement verändert sich zeitlebens und passt sich unterschiedlichen Belastungen an, sodass es keine kontinuierliche Schichtdicke aufweist. Zudem ist es an der Formgebung der Wurzelspitze beteiligt [48].

Das Innerste eines Zahns stellt das Pulpagewebe dar. „Die Pulpa besteht aus gallertigem Bindegewebe und enthält dünne Gefäße und marklose Nerven. Sie dient der Ernährung des Zahnes, der Abwehr von Erregern, der Innervation des Zahnes und der Dentinbildung“ [3]. Das Pulpagewebe wird in zwei Teilabschnitte untergliedert, die Kronenpulpa und die Wurzelpulpa. Vor allem die Kronenpulpa besitzt einen komplexen Aufbau [17]. Das Gewebe im Pulpencavum kann weiter in eine Außenzone und eine Innenzone, die den Großteil des Pulpengewebes darstellt, gegliedert werden. Die Außenzone wird gebildet von der Odontoblastenreihe, die palisadenförmig angeordnete Odontoblasten enthält, der zellarmen Weilschen Zone und der bipolaren Zone bestehend aus Pulpafibroblasten und undifferenzierten Zellen [25]. Die Nervenfasern, wie z.B. die myelinisierte A-delta Fasern oder die nicht myelinisierten C-Fasern, die an der Schmerzwahrnehmung beteiligt sind, gelangen über den Apex - das Foramen apicale in die Pulpa und bilden hier den sog. Raschkowschen Nervenplexus bestehend aus myelinisiert und nicht myelinisierten Fasern. Die Nervenendigungen sind ungleichmäßig verteilt, der Großteil ist im Bereich der Pulpahörner zu finden [25]. Wie die Nervenfasern treten auch die Blutgefäße vor allem über das Foramen apicale ein und aus. Es handelt sich hierbei vor allem um Arteriole und Venolen, die in der Peripherie der Pulpa ein Kapillarplexus ausbilden [17]. Neben diesem Kapillarplexus findet man im gesamten Bereich der Pulpa direkte Verbindungen zwischen den Arteriolen und Venolen, sog. arterio - venöse Anastomosen, die bei der intrapulpalen Blutzirkulation eine Rolle spielen, auf die im folgenden Kapitel näher eingegangen wird [17].

### **1. 3. Intrapulpale Blutzirkulation**

Dass die Zirkulation des Blutes in der Pulpakammer komplex ist, erkannte bereits 1990 die Arbeitsgruppe um Kim, als sie zur Erkenntnis gelangt ist, dass die Blutzirkulation durch das neurovaskuläre Zusammenspiel reguliert wird. Es hat sich nämlich herausgestellt, dass die

Aktivierung von A-delta Fasern keinen signifikanten Einfluss auf den pulpalen Blutfluss haben, die C-Fasern aber durch das Ausschütten der Substanz P (ein Neuropeptid) einen Anstieg bewirken. Selbst bedingt durch den pulpalen Blutfluss kann eine Aktivierung der afferenten Nervenfasern erfolgen [24]. Die efferenten Fasern, die Teil des vegetativen Nervensystems sind, beteiligen sich ebenfalls an der Regulation des Blutdurchflusses und übernehmen hier über den Sympathikus und Parasympathikus die Hauptrolle. Die Funktion des Sympathikus ist eindeutig, er führt zur Vasokonstriktion. Die Vasodilatation geschieht eher über sensible Fasern in Mitbeteiligung von Neuropeptiden [25]. Die Regulation des Blutflusses geschieht aber nicht nur im Zahn. Beeinflusst wird diese ebenfalls erheblich durch die Gingiva, den Alveolarknochen und das Desmodont [8]. Es gibt aber weitere Faktoren, die Änderungen in der Zirkulation hervorrufen. So wurde zum Beispiel untersucht, dass eine Entzündung der Pulpa eine Vasodilatation und einen Anstieg der Gefäßpermeabilität zur Folge hat, was wiederum eine Steigerung des Blutvolumens und schlussendlich auch des Blutflusses in der Pulpakammer verursacht [18]. Auch die Temperaturentwicklung spielt eine Rolle. So wurde in einem Tierversuch mit Ratten festgestellt, dass Temperaturen zwischen 33 Grad Celsius und 42 Grad Celsius keine Änderung des Blutflusses zur Folge hatten. Für eine solche Änderung waren Temperaturen über 49 Grad erforderlich [39]. In einer ähnlichen Studie, die sich ebenfalls mit dieser Thematik auseinandergesetzt hat, wurde herausgefunden, dass Temperaturen zwischen 25 Grad Celsius und 50 Grad Celsius zu einem Anstieg des Blutflusses und bei länger anhaltenden Temperaturen unter 25 Grad und über 40 Grad es zur Vasodilatation, einer Reduktion des Durchflusses und Pulpaschädigungen führen können [13].

Der Blutkreislauf in der Pulpa kann in eine Systemzirkulation und eine Mikrozirkulation eingeteilt werden (Abb. 3). Die Systemzirkulation wird aus zuführenden sogenannten Magistralarterien und deren Venolen, Anastomosen, akzessorischen Arterien bzw. Venolen und unter dem Pulpadach liegenden Arkadenarterien und-venolen aufgebaut. Die Mikrozirkulation wird durch den Kapillarplexus und die arterio-venöse Anastomosen repräsentiert [25].



Abb. 3: Schematische Darstellung der Blutzirkulation in der Pulpakammer [25].

Was die Blutzirkulation in der Pulpakammer angeht, wurde bereits in der Vergangenheit versucht, ein Verfahren zu ermitteln, welches den Blutfluss messen könnte. Die Messung mittels elektrischer Verfahren wurde aufgrund der Invasivität und fehlender Objektivität verworfen und durch die optische transmissive Pletysmographie (Transmitted-light Plethysmography) ersetzt. Es werden hier die Pulswellen gemessen und detektiert, die den Zahn durchdringen. Diese Methode erwies sich aber ebenfalls als unsicher, da die Parameter wie Größe der Pulpakammer, Blutvolumen und Anzahl der Blutzellen stark variieren [21]. Als verlässlich erwies sich die Messung mittels Laser Doppler Flussmessung. Diese Methode ist nicht invasiv, objektiv, schmerzfrei und kann bei Erwachsenen und Kindern angewendet werden. Das Laserlicht durchdringt den Zahn und produziert ein reproduzierbares Signal, womit es sich auf dem Markt etabliert hat. Es dient nicht nur zur Messung des Durchflusses, sondern kann ebenfalls zur Überprüfung der Vitalität angewendet werden [19]. Allerdings muss bei einer Messung dieser Art berücksichtigt werden, dass der Blutfluss in der Gingiva einen Störfaktor darstellt und zu fehlerhaften Ergebnissen führen kann [34].

#### 1. 4. Lasersysteme - ein Überblick

Zu den in der Zahnmedizin angewendeten Lasersystemen gehören neben den Halbleiter - Lasersystemen (Diodenlaser) Festkörperlaser (Nd:YAG-Laser, Er:YAG-Laser, Er,Cr:YSGG-Laser) und Gaslaser (CO<sub>2</sub>-Laser, Ar-Laser).

Der Er:YAG Laser, der in der Zahnmedizin primär für die Hartgewebe-Bearbeitung

(Entfernung kariöser Läsionen) geeignet ist. Es ist ein Laser mit einem Erbium-dotierten Yttrium-Aluminium-Granat Kristall als Medium. Zudem kann er auch zur Wurzelkanal-desinfektion angewendet werden, da er im wässrigen Medium ein gutes Absorptionsverhalten aufweist. In der Gesichtschirurgie dient er, aufgrund seiner niedrigen Ablationstiefe, zum Abtrag von oberflächlichen Hautveränderungen [16, 40]. Als vorteilhaft erwies sich dieser Laser auch in der PA-Behandlung. Die Arbeitsgruppe um Sculean und Schwarz hat herausgefunden, dass im Vergleich zum konventionellen Scaling and Root Planing (SRP) die Anwendung des Lasers zu einem niedrigeren Bleeding on Probing (BOP) führte und der klinische Attachmentlevel (CAL) höher ausfiel [42].

Die Nd:YAG (Neodym-dotierte YAG-Kristalle)-Laser sind wie die CO<sub>2</sub>-Laser und die Er,Cr:YSGG (Erbium- und Chromium- dotierte Yttrium-Scandium-Gallium-Granat) -Laser in der Weichgewebschirurgie indiziert, da sie durch ihre koagulierende Wirkung von kleinen Blutgefäßen eine gute Übersicht des Operationsgebietes ermöglichen. Die koagulierende Wirkung wird durch die deutlich höhere Hitzeentwicklung ermöglicht, die beim Er:YAG-Laser nicht auftritt, da er einen sehr kurzen, aber schnellen Temperaturanstieg besitzt. Der Nd:YAG-Laser wird ebenfalls zur Desinfektion der Wurzelkanäle verwendet [44]. Auch die Revision von Wurzelkanalfüllungen ist mittels dieses Lasers möglich und stellt eine Alternative zu herkömmlichen Verfahren dar [2].

Für Eingriffe am Weichgewebe und zur Bearbeitung von Hartgewebe sind die Er,Cr:YSGG-Laser geeignet. Sie besitzen eine ähnliche Eindringtiefe wie die Er:YAG-Laser, allerdings werden durch die gleichzeitig ablaufende Wasserkühlung thermische Nebenwirkungen vermieden [44]. Sie werden als eine Weiterentwicklung der Er:YAG-Laser angesehen und aufgrund der Wasserkühlung als sog. Waterlase bezeichnet [4].

Die Gaslaser, zu denen z.B. der CO<sub>2</sub>-Laser gehört, sind die am längsten etablierten Laser auf dem Markt. Sie sind, bedingt durch ihre ausgezeichnete Schneidleistung, für etliche chirurgische Einsätze wie zum Beispiel Lappen-OP's, Entfernung von Schleimhautbezirken, Gingivektomien, etc. bestens geeignet. Dank ihrer blutstillenden Wirkung gewährleisten sie eine gute Übersicht während einer Operation und können dem Operateur bei Patienten mit Gerinnungsstörungen einen Vorteil gegenüber der Verwendung von Skalpellern verschaffen. Allerdings hat sich in einem Tierversuch, wo CO<sub>2</sub>-Laser mit klassischen Skalpellern verglichen wurden, herausgestellt, dass die Reepithelialisierung (Teil der Wundheilung, bei der es zur Neubildung von Epithelgewebe kommt) nach Verwendung von Skalpellern schneller abläuft [45]. Der große Nachteil der Gaslaser war anfangs die enorme Hitzeentwicklung (Temperaturen



über 300 Grad Celsius). Diese wurde durch den Einsatz ultrakurz gepulster Laser behoben und die Hitzeentwicklung reduziert. Die Hitzeentwicklung, die dennoch nicht vollkommen vermeidbar ist, führt zur Karbonisierung des Gewebes und wird als ein physiologischer Wundverband genutzt. Trotzdem ist der zugefügte Schaden am Gewebe durch die Anwendung von CO<sub>2</sub>-Lasern größer als beim Skalpell [20], obwohl der postoperative Wundschmerz geringer ausfällt [49]. Darüber hinaus können sie auch zur Bearbeitung vom Hartgewebe verwendet werden. Somit stellen Wurzelspitzenresektionen oder das Entfernen kariöser Läsionen ebenfalls eine Indikation dar [4, 15, 40].

## **1. 5. Dioden - Lasersysteme**

### **1. 5. 1. Aufbau und Funktionsweise**

Die Diodenlaser werden in Hardlaser und Softlaser unterteilt. Die Hardlaser besitzen ein Intensitätsbereich zwischen 1 und 10 Watt, wobei die Leistung des Softlasers im Bereich von 5 bis 500 Milliwatt liegt [14]. Diese Leistung des Hardlasers wird vorrangig in der Chirurgie genutzt, wobei die Softlaser durch ihre regenerative Funktion aufgrund der Stimulierung von Mitochondrien und folglich einer Steigerung der ATP-Produktion vor allem die Wundheilung beschleunigen und Entzündungsreaktionen hemmen können [4].

Von der Firma Sirona gibt es den SiroLaser Blue, ein Diodenlaser-System, das mit einer blauen (445 nm), infraroten (970 nm) oder roten (660 nm) Diode ausgestattet ist und somit ein breites Indikationsspektrum besitzt. Zudem gibt es noch von derselben Firma den SiroLaser Advance, der keine blaue Diode besitzt und im Infrarotbereich leistungsfähiger ist (Abb. 4) [11].



Abb. 4: Die für den Versuch verwendeten Lasersysteme der Firma Sirona mit Touchscreen und einem ergonomischen Handstück. Links der SIROLaser Blue (a) und rechts SIROLaser Advance (b).

Der Grundbaustein der Diodenlaser ist der Halbleiter. Typisch für einen Halbleiter ist, dass er nahezu keine freien Ladungen besitzt. Das bedeutet, dass man beispielsweise Wärme oder Spannung diesem Halbleiter zuführen muss, um Valenzelektronen herauszulösen. Es werden n-Halbleiter von den p-Halbleitern unterschieden. Die n-Halbleiter besitzen ein freies Elektron, welches als Ladungsträger fungiert. Im Gegensatz dazu enthalten die p-Halbleiter Ladungsträger mit einer positiven Ladung (sog. Löcher). Diese Ausgangssituation stellt die Grundlage der Funktionsweise (Abb. 5) der Laser-Halbleiter Systeme dar, da der Diodenlaser aus der Kombination von p-Halbleitern und n-Halbleitern besteht [30, 43]. Beide Halbleiter enthalten Kristalle aus Gallium-Aluminium-Arsenit [22]. Die Strahlung als solche entsteht als Folge der Rekombination von den freien Elektronen und den vorhandenen sog. Löchern. Die beiden Halbleiter bilden die p-n Übergangsschicht, in der es zu der erwähnten Rekombination kommt mit anschließender Emission von Photonen, nachdem die Diode an eine Spannungsquelle angeschlossen wurde [47]. Die stimulierte Emission ist charakteristisch für das Laserlicht. Das Atom wird durch eine Absorption eines Photons angeregt und erreicht ein höheres Energieniveau. Meistens kehrt es von allein in seinen Ausgangszustand zurück, kann aber auch nach Eintritt eines Photons, dessen Energie der Differenz der beiden Energiestufen entspricht, diesen Ausgangszustand erreichen, wobei Energie in Form eines Lichtquants frei wird. Die Richtung des neuen Photons, die Wellenlänge und die Energie entsprechen dem zuvor eingefallenem Photon [7]. Diese Lichtverstärkung wird zusätzlich durch das Vorhandensein eines Resonators ermöglicht, da nur senkrecht einfallendes Licht verstärkt wird. Den Resonator kann man sich wie zwei Spiegel vorstellen. Der eine ist hochreflektierend und der andere ist teildurchlässig und ermöglicht den Austritt des Laserstrahls. Den Resonator stellen in diesem Falle die Halbleiterkristalle dar, wobei auch externe Resonatoren verwendet werden können [7]. Die entstandene Strahlung wird dann auf einen Lichtleiter übertragen und über spezielle Optiken geformt [22].

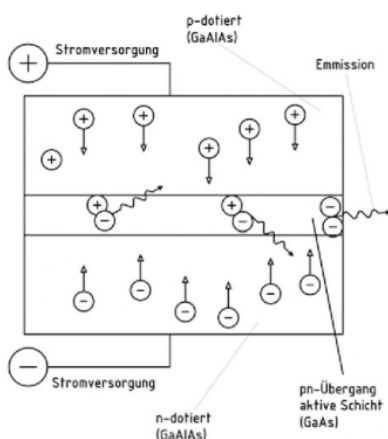


Abb. 5: Schematische Darstellung des Aufbaus eines Halbleiters [22].

Für die unterschiedlichen Indikationsstellungen ist die Wellenlänge besonders relevant. Diese ist maßgeblich vom Material des Halbleiters und der Temperatur abhängig. Die emittierte Strahlung divergiert leicht nach dem Austritt und besitzt eine elliptische Form [26]. Abhängig von der Wellenlänge und dem Gewebe kann es durch die Bestrahlung zur Transmission, Absorption, Streuung und Reflexion kommen. Diese Vorgänge (Abb. 6) treten meist in Kombination auf. Ein kleiner Teil der einfallenden Photonenstrahlung wird an der Oberfläche reflektiert. Der Rest dringt in das Gewebe ein, wo die Strahlung gestreut und absorbiert wird. Ein Teil des Laserlichts kann ebenfalls das Gewebe komplett durchdringen und verlässt dieses wieder ohne es zu beeinflussen, die sog. Transmission. Ausschlaggebend für den therapeutischen Effekt ist aber die Absorption der Photonen im Gewebe und somit das Absorptionsspektrum des Gewebes. Dieses definiert das Absorptionsverhalten des Gewebes. Es gilt: Je höher die Absorption desto geringer die Eindringtiefe. Es spielen aber auch weitere Faktoren eine Rolle, wie der Wassergehalt des Gewebes, die Wärmespeicherung, die Dichte, usw. Was den Laser angeht, ist maßgeblich die Bestrahlungsdauer, Leistung und vor allem die Wellenlänge von Bedeutung [44].

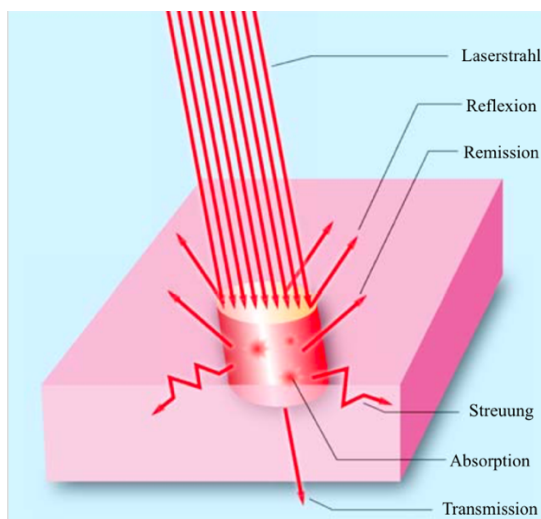


Abb. 6: Schematische Darstellung der Wirkung des Laserstrahls im Gewebe [44].

### 1. 5. 2. Indikationsstellung von Diodenlasern

Der Diodenlaser genießt momentan ein breites Indikationsspektrum und ist demzufolge in nahezu allen Teilbereichen der Zahnmedizin anwendbar. Der klinische Einsatz setzt jedoch für die sichere Verwendung die passende Wellenlänge (435, 810, 980 nm etc.) voraus, da diese

ausschlaggebend für die Absorption im Gewebe ist. So kommen Diodenlaser primär dank der Einführung der blauen Diode in der Chirurgie zum Einsatz, da das Laserlicht im Gewebe ausgeprägt in Hämoglobin oder Melanin absorbiert wird. Der Vorteil gegenüber herkömmlichen Skalpellern ist die Blutungsarmut während des Eingriffs, eine bessere Operationsübersicht, postoperative Schmerzarmut oder ein besserer Heilungsverlauf mit weniger Narbengewebe [6]. Somit können zum Beispiel Fibrome oder Lippenbändchen behandelt oder Korrektur an der Gingiva (Gingivektomie, Gingivoplastik) vorgenommen werden. Des Weiteren dienen die Laser zur Keimreduktion. Dadurch können sie ergänzend während einer Wurzelkanalbehandlung angewendet werden. Durch die Hitzeentwicklung im Kanal und die tiefe Penetration in das Dentin werden effizient Bakterien abgetötet [6, 28]. Der alleinige Einsatz des Diodenlasers reicht allerdings nicht aus. Hiermit ist dieser neben dem Einsatz von Natriumhypochlorit als adjuvant anzusehen [46]. In der Behandlung der Parodontitis und Periimplantitis hat sich ebenfalls der Einsatz des Diodenlasers etabliert. Er wird hier ähnlich wie in der Endodontie als unterstützende Maßnahme zur Dekontamination von parodontalen Taschen genutzt. Unterstützend in der Hinsicht, da es sich gezeigt hat, dass der Diodenlaser zur Entfernung von Konkrementen ungeeignet ist und es sogar zu oberflächlichen Schädigungen an der Wurzeloberfläche kommen kann [6, 39]. Deshalb muss eine Vorbehandlung durch mechanische Entfernung der Konkremeinte erfolgen. Zusätzlich ist die Applikationsdauer zu beachten, da es zur thermischen Schädigung der vitalen Pulpa und einer Schädigung des umliegenden Knochengewebes kommen kann. Für Lappen – OPs sind sie momentan ungeeignet, weil man die Wirkung in der Tiefe nicht sicher einschätzen kann und Nekrosen vom umliegenden Gewebe nicht auszuschließen sind [12]. In der Prothetik scheint der Einsatz des Lasers als vorbereitende Maßnahme vor dem Abformen sinnvoll. So kann laserunterstützt Blutstillung betrieben werden, der Sulkus kann erweitert oder das Implantat kann freigelegt werden [11]. Des Weiteren kommt es zum Einsatz der Laser-Halbleiter Systeme in der ästhetischen Zahnmedizin. So können Lippenherpes oder Aphten behandelt und Zähne aufgehellt werden. Beim Bleichen wird das Laserlicht genutzt, um den Bleichvorgang durch das Wasserstoffperoxid-Gel zu aktivieren und durch die Erwärmung des Gels zu beschleunigen. Der Diodenlaser hat sich ebenfalls in den letzten Jahren durch die Laserfluoreszenzmessung als Kariesdektors bewährt. Er kann ergänzend zu den altbewährten Methoden herangezogen werden [29].

## **1. 6. Ziel der Arbeit**

Ziel der Arbeit ist es herauszufinden, inwiefern sich mögliche Temperaturerhöhungen nach äußerer Laserlicht-Bestrahlung eines Zahns nicht nur im Pulparaum, sondern auch im Dentin und im angrenzenden Schmelzbereich darstellen und inwieweit eine vorhandene Flüssigkeitszirkulation im Pulparaum die Temperaturentwicklung beeinflusst. Weiterhin soll anhand der gewonnenen Daten eine Aussage getroffen werden, ob es unter klinisch-simulierten Bedingungen zu keinem Zeitpunkt der Bestrahlung zu einem Temperaturanstieg kommt, der eine Pulpanekrose verursachen könnte.

Folgende Arbeitshypothesen werden untersucht:

1. Die Temperaturentwicklung nach Bestrahlung steht im direkten Zusammenhang mit der Durchflussrate und der Leistung des Diodenlasers, wobei mit dem SiroLaser Blue höchste Temperaturwerte erzielt werden.
2. Der Einsatz des Diodenlasers führt unter Berücksichtigung einer Flüssigkeitszirkulation im Pulparaum nicht zu thermischen Schäden.
3. Aufgrund der Wasserzirkulation in der Pulpakammer ist der kühlende Effekt der Flüssigkeit im Pulpainnenraum im Vergleich zum umgebenden Dentin am stärksten.

## **2. Material und Methode**

### **2.1. Verwendete Materialien**

Für den praktischen Teil der wissenschaftlichen Arbeit wurden Zähne gesammelt. Es wurden ausschließlich Molaren des permanenten Gebisses verwendet. Diese wissenschaftliche Arbeit wird unter Beachtung erklärt ethischer Prinzipien (niedergelegt in der World Medical Association Declaration of Helsinki, Version VI, 2002) durchgeführt. Die Indikation für die Zahnextraktion erfolgte nicht aus Studiengründen, sondern aufgrund davon unabhängiger Indikationen im Rahmen der regulären zahnärztlichen Versorgung durch nicht in die Studie einbezogene Zahnärzte. Es konnten nur Molaren, die über mehr als eine Wurzel verfügten, verwendet werden, um zu gewährleisten, dass die Flüssigkeit über einen Zufluss und Abfluss zirkulieren kann. Diese Molaren mussten kariesfrei, nicht konservierend oder sogar prothetisch versorgt sein, um sicher zu stellen, dass die Ausgangslage der Versuchsreihe möglichst identisch bleibt. Die Lagerung der Präparate erfolgte in einer Kochsalzlösung mit Natriumazid-Zusatz (0,9 % Natriumchlorid und 0,001% Natriumazid), damit eine Austrocknung vermieden wird. Die Zähne wurden mit Scaler, Skalpell und einer Zahnreinigungsbürste gereinigt, um sie anschließend mit einem Trennschleifensystem (EXAKT Advanced Technologies GmbH, Norderstedt) in mesial/distaler Richtung mittig in zwei Zahnhälften zu spalten. Das Pulpagewebe der passenden Hälfte war vorsichtig zu entfernen, so dass die Pulpakammeranatomie erhalten blieb. Die Wurzelkanäle wurden mit einem Blauringdiamanten erweitert, damit sich Spülkanülen (CapillaryTips, Ultradent Products GmbH, Köln) retrograd in die Kanäle einführen lassen. Dadurch hat man einen Zufluss und Abfluss von Flüssigkeit durch den Zahn geschaffen. Das Zahnpräparat (Abb. 7) wurde mit einem Menzel-Deckglas (Gerhard Menzel GmbH Thermo Fisher Scientific, Braunschweig) versehen und mittels Dentalkleber (Alpha Bond, Cyanacrylat-Kleber, Schütz Dental GmbH, Rosbach) und einer Silikonmasse (Flexitime correct flow, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) möglichst dicht verklebt, um dem Druck der zirkulierenden Flüssigkeit Stand zu halten.



Abb. 7: Zahnpräparat versehen mit zwei Spülkanülen und Menzel-Deckglas.

## 2.2. Durchflussraten

Die Dosierpumpe ist stufenlos regelbar, das Maximum liegt bei 16,7 ml/min und das Minimum bei 2,6 ml/min. Man orientiert sich an den physiologischen 6 ml/min [9] und als Vergleich dient eine niedrigere Durchflussrate von 2,6 ml/min. Man muss aber berücksichtigen, dass ein Molar, bedingt durch die Masse des Pulpagewebes, eine größere Pulkammer besitzt und somit die Durchflussrate gegenüber einem Prämolaren leicht erhöht ist. Diese wird dennoch bei den festgelegten 6 ml/min belassen, da das Zahnpräparat aus nur einer Molarenhälfte besteht und diese Durchflussrate eine intraexperimentelle Vergleichbarkeit gewährleistet. Höhere Durchflussraten würden, bedingt durch den hohen Druck, die Versuchsdurchführung enorm erschweren und eine zusätzliche Fehlerquelle würde hinzukommen. Zusätzlich wird ein Referenzwert von 0 ml/min hinzugezogen. Die beiden niedrigeren Vergleichswerte stellen eine geringere Durchblutung bzw. einen nicht durchbluteten Zahn dar.

## 2.3. Berücksichtigung der Temperaturen

Um reproduzierbare Werte zu erreichen, muss man darauf achten, dass die Zahntemperatur und die Wassertemperatur konstant bleiben. Dies erfolgt über die Live-Bilder der Wärmebildkamera, da sich das verwendete Wasserthermometer als zu ungenau erwies. Es wurde eine Temperatur von 22 Grad Celsius festgelegt, da es versuchsbedingt nicht möglich war, eine physiologische Körpertemperatur von 37 Grad Celsius zu halten. Es ist dennoch

möglich, mit dieser niedrigeren Ausgangstemperatur einen Effekt der zirkulierenden Flüssigkeit nachzuweisen. Trotzdem kam es zu Schwankungen von bis zu 0,4 Grad Celsius, was aber keine signifikanten Unterschiede der Gesamtergebnisse zur Folge hatte. Alle Ausgangswerte (Tab. 10-12) sind in der tabellarischen Auflistung im Anhang zu finden. Zusätzlich wird eine Thermoaufnahme (Abb. 8) bei 2 Minuten angefertigt, die die minimalen Schwankungen veranschaulicht. Auf die Temperaturmessungen wird näher im Kapitel 2. 4. eingegangen.

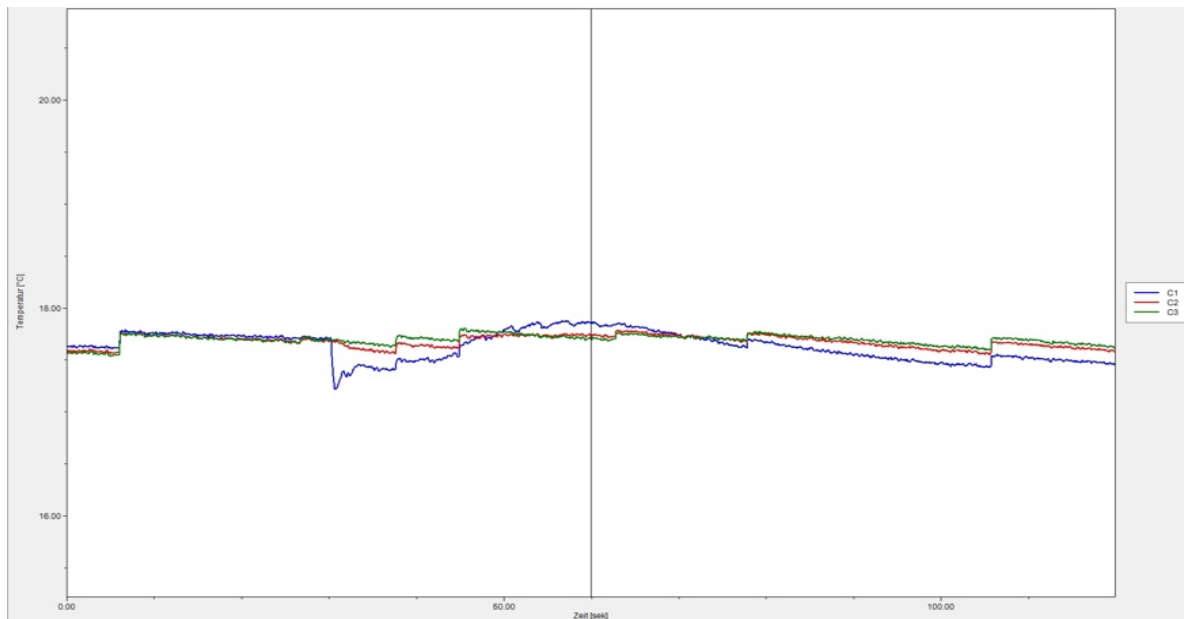


Abb. 8: Graphische Darstellung der Schwankung der Wassertemperatur im Temperatur-Zeit Diagramm durchgeführt bei ca. 18 Grad Celsius.

## 2.4. Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Der Versuchsaufbau lehnt sich an eine wissenschaftliche Arbeit aus dem Jahr 2013 an, die sich mit der Wärmeentwicklung nach Laserbestrahlung befasst [9].

Der Aufbau (Abb. 9) umfasst folgende Elemente:

- Zahnpräparat
- Kunststoffschläuche mit dem Innendurchmesser von 4mm (Hornbach Baumarkt AG, Bornheim)
- Wasserbecken mit den Maßen 20cm x 20cm x 30cm (Hornbach Baumarkt AG, Bornheim)



- Regelheizer (Heizer 50 ProLine, Tetra, Melle)
- Dosierpumpe (PPR 0301A2000\_A - PR-1, Gemke Wassertechnik GmbH, Ennepetal)
- Laborstativ-Klemme (behr Labor - Technik GmbH, Düsseldorf)
- Wärmebildkamera (VarioCAM HD, InfraTec, Dresden)
- Halbleiter-Lasersysteme: SIROLaser Blue (Sirona, Bensheim) mit der Einstellung 600 mW bzw. 800 mW (jeweils Dauerstrichmodus (cw), 320µm Faser), SIROLaser Advance (Sirona) mit der Einstellung „Paradontologie Keimreduktion“ und der Durchschnittsleistung von 750 mW (1,5W, Pulsmodus, Tastverhältnis 50%, 10Hz, 320µm Faser)
- Leitungswasser

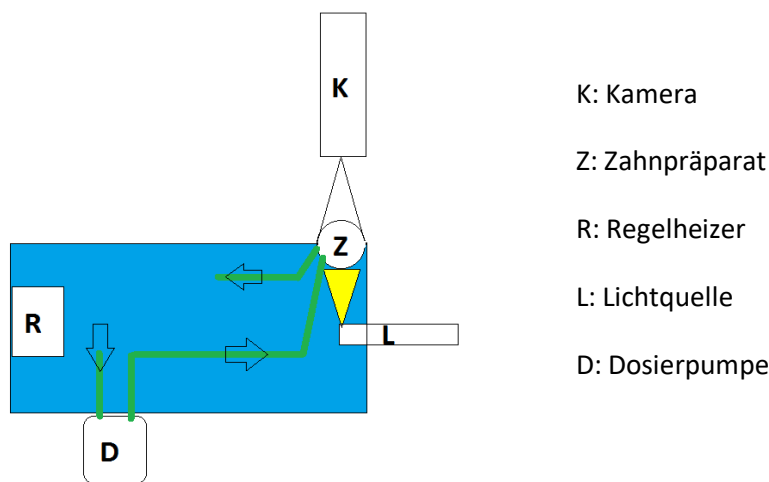


Abb. 9: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.

Im Wasserbecken wird an der Glaswand der Regelheizer befestigt, der das Wasser auf einer konstanten Wassertemperatur von 22 Grad Celsius hält. Anschließend füllt man das Becken mit ca. 9 Litern Leitungswasser auf. Die Dosierpumpe befindet sich außerhalb des Beckens und ist über das Schlauchsystem mit dem Zahnpräparat verbunden. Das erwärmte Wasser lässt sich über das zwei Meter lange Schlauchsystem über eine Kanüle in den Zahn befördern, über die zweite Kanüle wird der Abfluss zurück ins Becken gewährleistet. Der Zahn ist am Beckenrand angebracht, damit auf die Vestibulärfläche/Oralfläche die Lichtquelle punktuell auf Höhe der Pulpakammer angesetzt wird und der Versuchsablauf von einer Wärmebildkamera auf der Seite der Plexiglasscheibe dokumentiert werden kann (Abb. 10). Die Wärmebildkamera ist mit dem PC verbunden, wo man anschließend die Aufnahmesequenzen in das Irbis3 Plus Programm (InfraTec, Dresden) zuführen kann. Aus den graphischen Darstellungen der Sequenzen können

anschließend die Daten gewonnen werden, die für die statistische Auswertung erforderlich sind. Die Lichtquelle ist mittels der Laborstativ-Klemme zu fixieren und entsprechend unter Einhaltung eines geringen Abstandes auf Höhe der Pulpa zu befestigen.

Für die Versuchsdurchführung ist es ebenfalls notwendig, Messpunkte festzulegen. Diese befinden sich im Bereich der Pulpakammer (C1), im pulpakammernahen Dentin (C2) sowie im Bereich der Schmelz-Dentin Grenze (C3) und werden je Zahn individuell festgelegt, um im jeweiligen Gebiet die Temperaturveränderung zu messen (Abb. 11). Vor dem Start der Aufnahme zirkuliert bereits das Wasser durch den Zahn. Davon ausgeschlossen ist die Durchflussrate von 0 ml/min. Die Thermomessung (Abb. 12) als solche wird gleichzeitig mit der Lichtquelle aktiviert. Der Zahn wird mit der entsprechenden Leistungseinstellung unter Berücksichtigung der drei Durchflussraten mit den Halbleiter-Lasersystemen bestrahlt. Die Wärmeentwicklung wird an den bereits oben erwähnten Messpunkten durch die Farbänderung optisch kontrolliert, dokumentiert und ausgewertet.

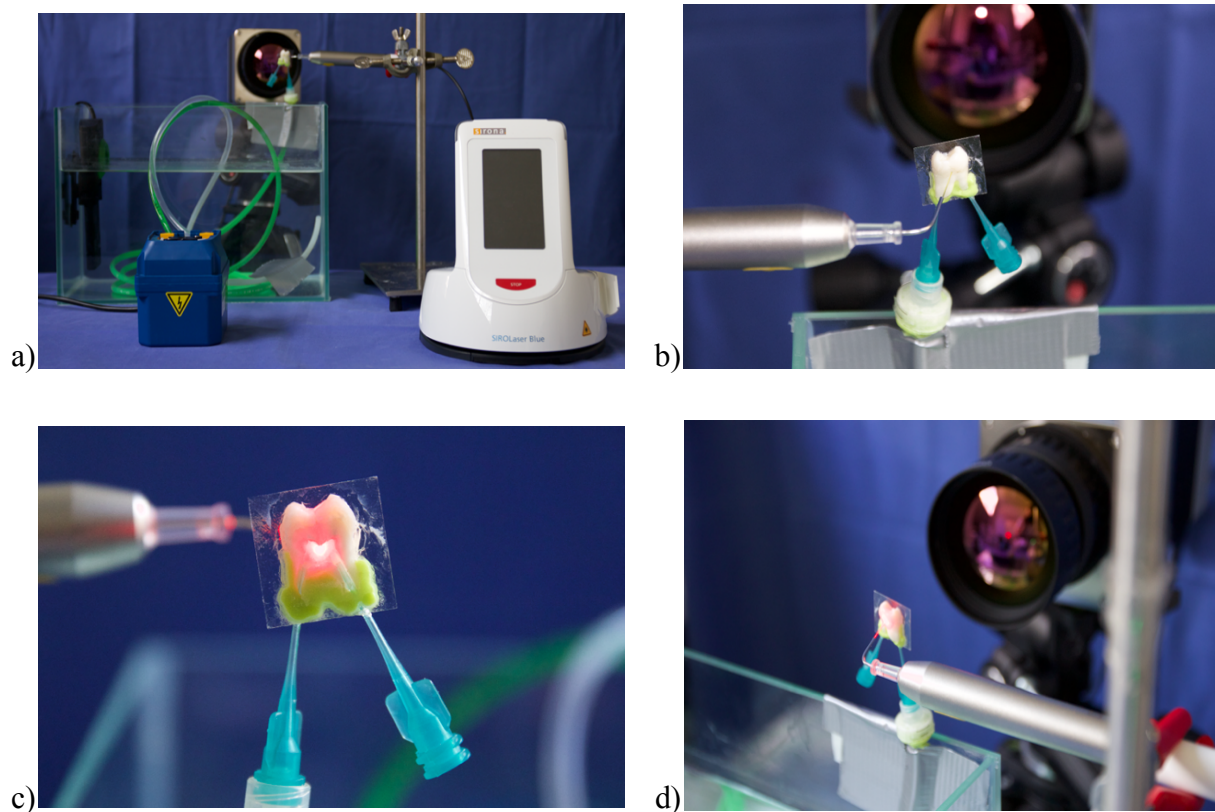


Abb. 10: Darstellung des Versuchsaufbaus (a) mit zwei Nahaufnahme des Zahnpräparates (b, c) und der Positionierung der Lichtquelle (d).

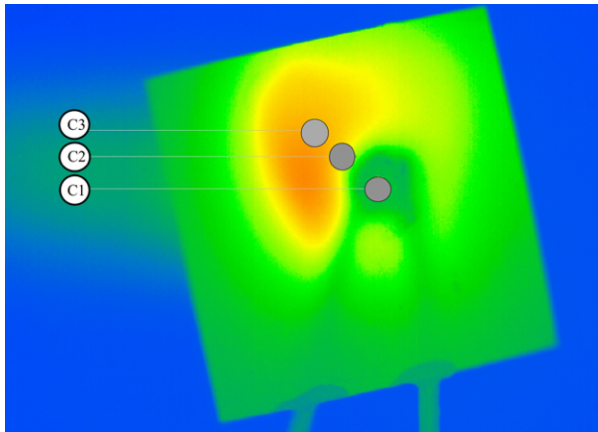
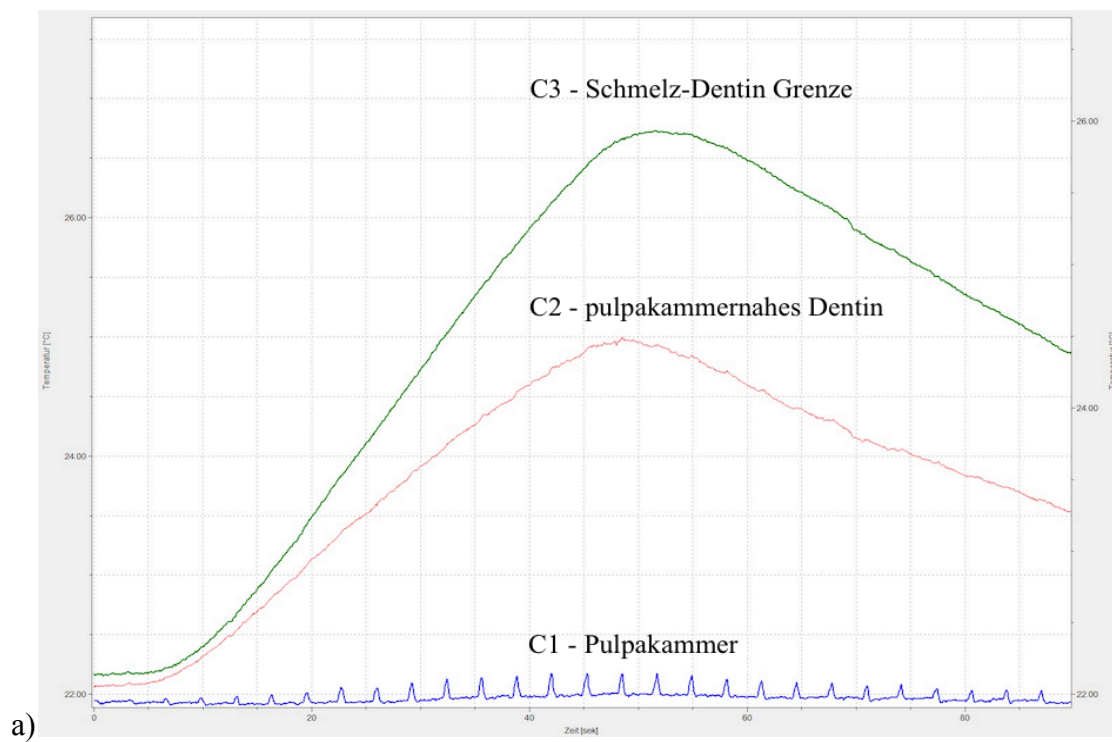
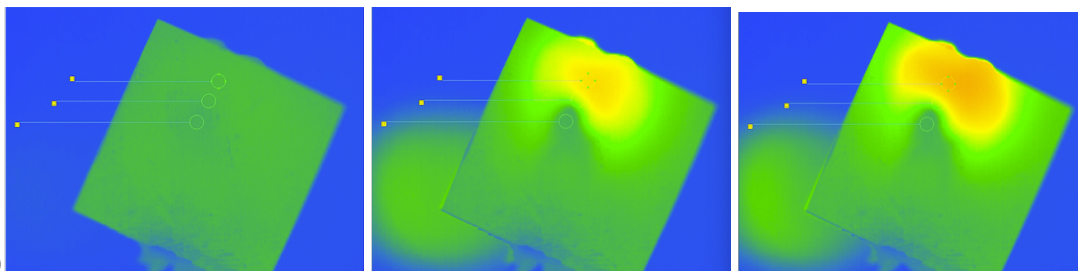


Abb. 11: Veranschaulichung der Position der drei Messpunkte anhand des Wärmebildes aus der Vorversuchsreihe A.



a)



b)

Abb. 12: Temperatur-Zeit Diagramm für die Messbereiche C1, C2 und C3 (a) und dazugehörige Wärmebilder zu den Zeiten  $t = 0s$ ,  $t = 40s$  und  $t = \max$  (b).

## **2.5. Versuche**

### **2.5.1. Vorversuche und deren Schlussfolgerung**

Das Ziel der ersten Versuchsreihen war es festzustellen, inwiefern es möglich ist, reproduzierbare und aussagekräftige Werte zu ermitteln, ob der Versuchsaufbau annähernd eine physiologische Situation darstellt und wo mögliche Fehlerquellen liegen könnten.

In der ersten Vorversuchsreihe wurde nur mit einem Zahn gearbeitet. Das Wasser hat man durch den Regelheizer auf eine Temperatur von 23 Grad Celsius erhitzt, wobei zwei unterschiedliche Versuchsabläufe durchgeführt wurden:

- Versuchsreihe A: Lichtquelle bestrahlt 40 Sekunden lang den Zahn, danach wird bei Durchflussraten von 2,6 ml und 6 ml die Wasserpumpe eingeschaltet, und das Wasser zirkuliert für 20 Sekunden durch den Zahn. Bei der Durchflussrate von 0 ml wird die Aufnahme nach 60 Sekunden beendet.
- Versuchsreihe B: Für die Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min bestrahlt die Lichtquelle den Zahn 40 Sekunden lang, wobei die Wasserpumpe gleichzeitig mit der Lichtquelle eingeschaltet wird. Die Pumpe läuft für weitere 20 Sekunden. Der Durchlauf von 0 ml/min entspricht der Versuchsreihe A.

Im Versuchsmodell A und B wurde jeder Durchlauf dreimal wiederholt. Durch die erste Vorversuchsreihe hat es sich herausgestellt, dass das Versuchsmodell A eine unphysiologische, dennoch aussagekräftige Situation darstellt. Durch die Laserbestrahlung heizt sich der Zahn auf und nach dem Einströmen von Wasser kommt es rapide zu einer deutlichen Abkühlung des Zahnmaterials, nicht nur in der Pulpa, sondern auch in C2 (pulpanaher Bereich). C3 stellt den Hartschmelzbereich ohne Anteile der Pulpakammer dar. Anhand der graphischen Darstellung (Abb. 13) wird der kühlende Effekt des Wassers veranschaulicht, wobei dieser im C3 Bereich (grüne Linie) am schwächsten ausgeprägt ist und zeitlich versetzt eintritt.

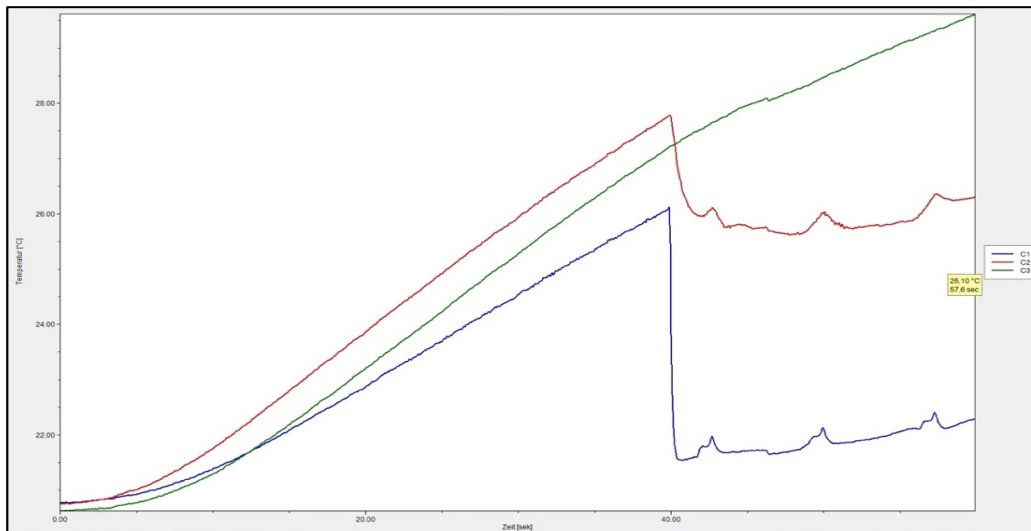


Abb. 13: Graphische Darstellung des kühlenden Effekts des Wassers, welches nach 40 Sekunden in die Pulpa einschießt. Der stärkste Effekt ist im Bereich C1 (blaue Linie, Bereich des Pulpacavums) zu sehen.

Versuchsmodell B ist mit einer annähernd physiologischen Situation gleichzusetzen. Ein Zahnpräparat, in dem Wasser zirkuliert, wird 40 Sekunden lang bestrahlt. Es hat sich hier aber herausgestellt, dass es zwingend notwendig ist, die Temperatur des Präparates mit der Wassertemperatur gleichzusetzen, da das Zahnpräparat kälter als die Wassertemperatur war. Zudem war der Wasserabschnitt im Schlauch zwischen Zahnpräparat und Wasserbecken kälter als das Zahnpräparat selbst, sodass es in den ersten Sekunden erst zu einem kühlenden Effekt und danach zu einem wärmenden Effekt kam.

In der zweiten Vorversuchsreihe wurde das Modell B übernommen und modifiziert, da sich folgende Probleme ergaben:

- Das Temperatur-Maximum war, bedingt durch die kurze Aufnahme von 60 Sekunden, nicht immer ersichtlich.
- Es war fraglich, ob die Ausgangstemperatur des Wassers erreicht wird.
- Wasser hätte bereits vor der Aufnahme laufen müssen, um den kühlenden Effekt zu beseitigen.
- Zahntemperatur und Wassertemperatur waren nicht gleich.

Es wurde hier auf die dreimalige Wiederholung aus der ersten Versuchsreihe verzichtet, weil die Auswertung der Daten zu denselben Ergebnissen führte (Abb. 14). Es wurden 27 Testläufe an 3 Zähnen durchgeführt und diese einer Poweranalyse mittels GPower 3.1 (Franz Faul, Kiel) unterzogen, um eine Fallzahlab-schätzung für den Hauptversuch durchzuführen. Aus Gründen der leichteren Reproduzierbarkeit wurde die Zahn- und Wassertemperatur auf 22 Grad Celsius

gesetzt. Des Weiteren wurde ermittelt, ob es einen Unterschied ausmacht, wenn bei der Durchflussrate von 0 ml Wasser in der Pulpa belassen wird oder ob man den Durchlauf im Hauptversuch mit Luft in der Pulpakammer durchführen sollte. Es zeigten sich keine wesentlichen Unterschiede bei Betrachtung eines Luft- oder Wasser-gefüllten Pulparaums (Abb. 15).

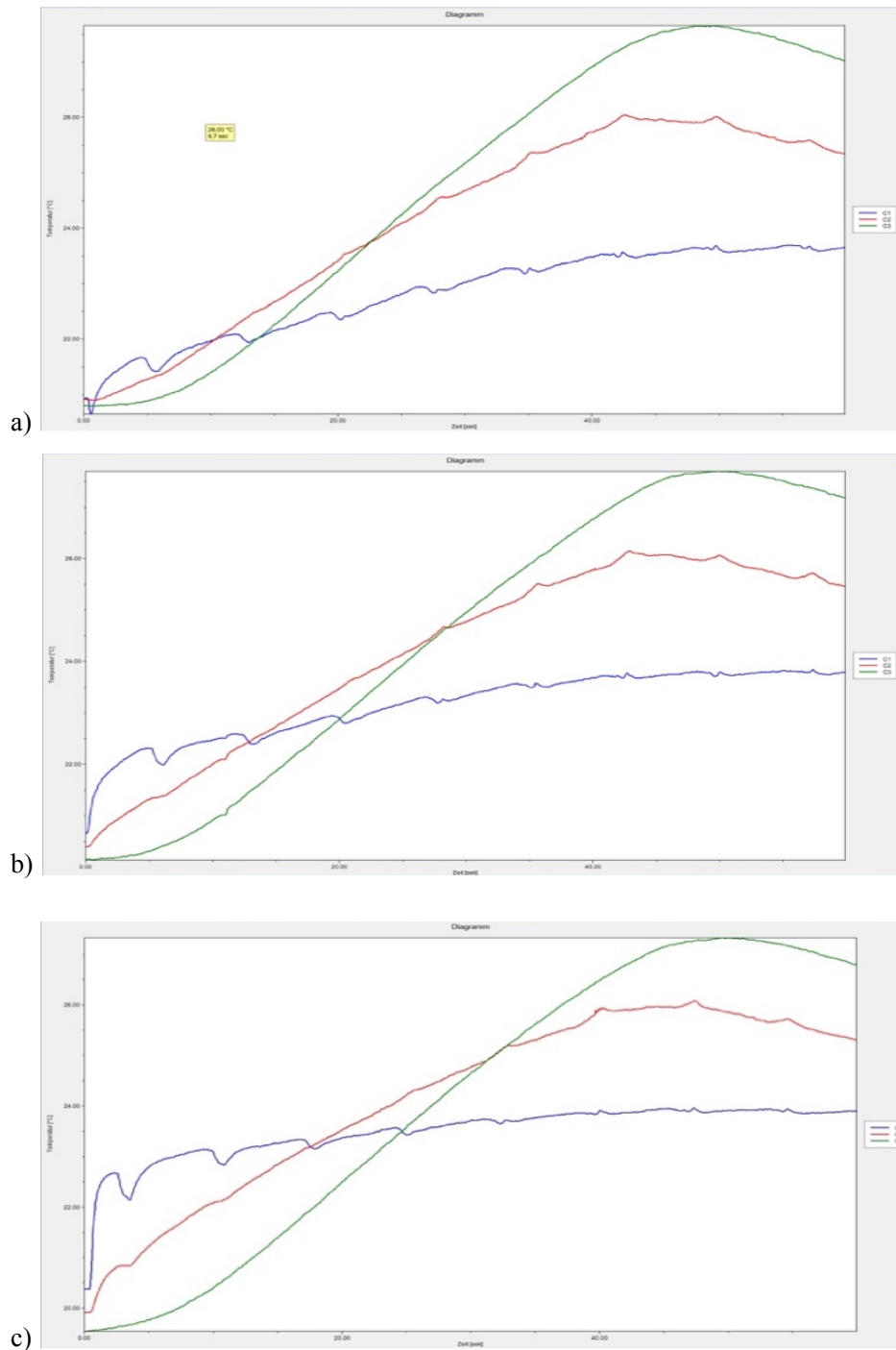


Abb. 14: Darstellung der drei Durchläufe (a, b, c) in der Versuchsreihe B, die zu gleichen Ergebnissen führten, weshalb auf eine generelle dreimalige Wiederholung im Hauptversuch verzichtet wurde.



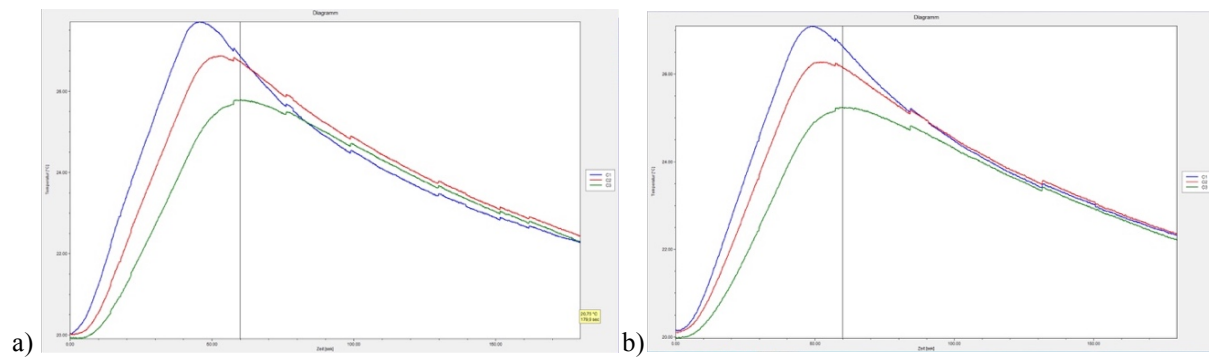


Abb. 15: Graphische Darstellung der Situation ohne Wasser nach einer Belichtungszeit von 40 Sekunden (a) und Darstellung der Situation mit Wasser nach einer Belichtungszeit von 40 Sekunden (b).

Des Weiteren wurde anhand einer Aufnahme, die über 3 Minuten lief, belegt, dass nach einer Belichtungszeit von 40 Sekunden und einer stattfindenden Wasserzirkulation die Wassertemperatur auf ihre Ursprungstemperatur mit einer als klinisch nicht bedeutend angesehenen Schwankung von 0,3 Grad Celsius wieder absinkt (Abb. 16).

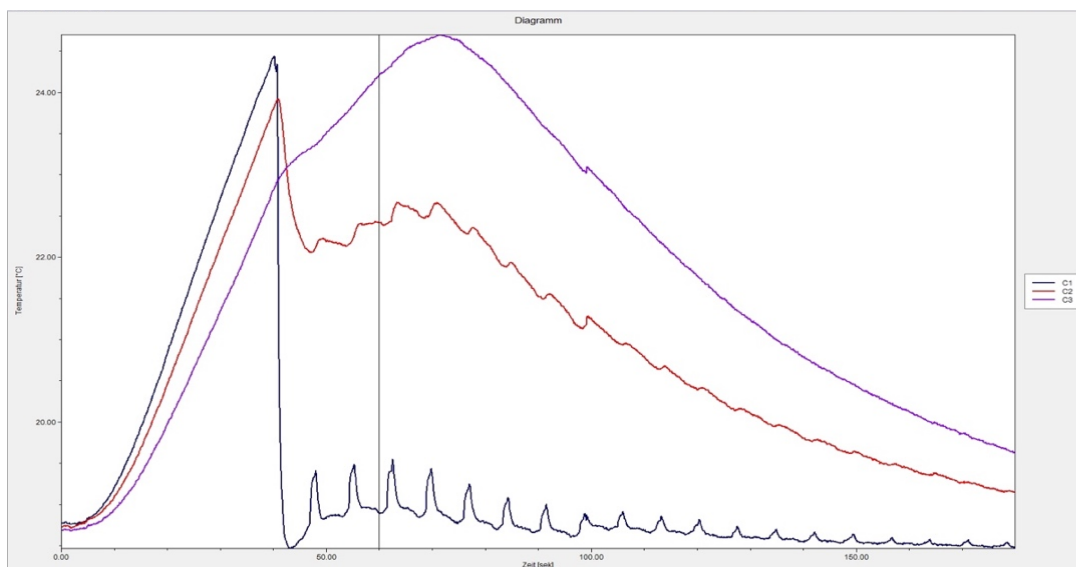


Abb. 16: Anhand des Messpunktes in C1 (Pulpakammer, schwarze Linie) ist es ersichtlich, dass die Temperatur auf ihre Ausgangstemperatur wieder abfällt.

### **2.5.2 Hauptversuche**

Anhand der Erfahrungswerte aus den Vorversuchen wird Folgendes nun umgestellt:

- Die Aufnahmezeit für die Durchflussraten von 2,6 ml und 6 ml ist auf 100 Sekunden zu steigern.
- Die Aufnahmezeit für die Durchflussrate von 0 ml wird auf 120 Sekunden erhöht.
- Das Wasser zirkuliert bereits vor der Aufnahme und endet erst nach Ende der aufzunehmenden Sequenz.
- Die Wassertemperatur und Temperatur des Zahnpräparats werden auf 22 Grad Celsius angeglichen.
- Es erfolgt eine Aufnahme pro Durchflussrate der jeweiligen Lichtquelle.

Die Poweranalyse nach der zweiten Vorversuchsreihe ergab, dass eine Probengröße von fünf Zähnen ausreichen würde. Diese wurde aber auf zehn aufgestockt, um sicher zu gehen, dass aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden.

### **2.6. Datenerfassung und statistische Auswertung**

Wie bereits an einer anderen Stelle erwähnt, erfolgte die Erfassung der Temperaturmesswerte durch die Wärmebildkamera. Diese aufgenommenen Sequenzen wurden in das Irbis 3 Plus Programm eingespeist, um die Werte aus den graphischen Darstellungen zu entnehmen. Für die statistische Auswertung im Past Programm (Paleontological Statistics Software Package for Education and Data Analysis, Øyvind Hammer, Universität Oslo, David Harper, Universität Kopenhagen und Paul Ryan, Universität Irland) waren folgende Temperaturzeitpunkte relevant:

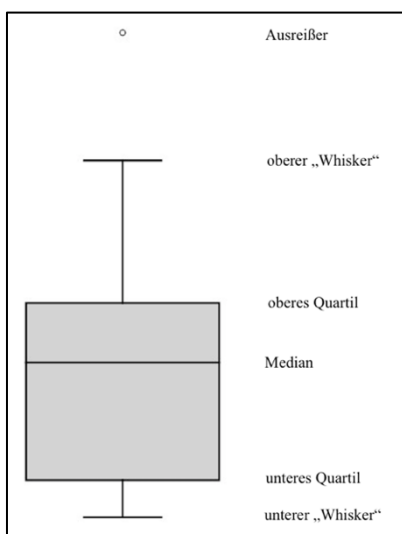
- Ausgangstemperatur (T-Ausgang)
- Temperatur nach 40 Sekunden (T-40s)
- Maximaltemperatur (T-max) mit Zeitpunkt des Erreichens

Diese Messwerte wurden in einer Software für Tabellenkalkulation (Excel, Microsoft, Seattle, USA) dokumentiert und es wurde die Auswertung für alle drei Messbereiche (C1 - C3) vorgenommen, da alle Bereiche von klinischer Relevanz sind. Anschließend wurden die Werte mit dem Friedman - Test (statistischer Test, der stichprobenartig die Werte auf Gleichheit untersucht und keine Normalverteilung der Werte voraussetzt, die Werte der Stichproben waren



dabei verbunden) und Wilcoxon - Test (ein Test für verbundene Stichproben, der testet ob zwei Messreihen verschieden sind) überprüft, um zu belegen, dass es zu signifikanten Temperaturveränderungen kommt. Bei einem p-Wert von  $p < 0,05$  wurde davon ausgegangen, dass es sich um einen signifikanten Unterschied handelt. Danach wurden die Deltawerte, Delta (Max – Ausgang) und Delta 40 (40s – Ausgang) berechnet. Anschließend wurden die Ausgangstemperaturen aller Zähne und die entsprechenden Durchflussraten mit dem Kruskal-Wallis - Test (statistischer Test der mehr als zwei Stichproben untersucht) und dem Mann-Whitney - Test (Test für unabhängige Stichproben, der testet, ob die zentralen Tendenzen zweier Stichproben verschieden sind) verglichen. Dieselbe Testkombination wurde zur Überprüfung der Maximaltemperaturen und der erreichten Temperaturen nach 40 Sekunden durchgeführt ( $p < 0,05$ ).

Abschließend wurden Box-Plot Diagramme zur visuellen Darstellung der Unterschiede zwischen den Lasern erstellt. Diese Kastengrafiken veranschaulichen, in welchen Bereichen die Messwerte liegen und wie diese verteilt sind. Ein solches Diagramm kann folgendermaßen aussehen:



Ausreißer: liegen meist zwischen dem 1,5-fachen Interquartilabstand (IQR) und dem 3-fachen IQR

oberer „Whisker“: markiert den höchsten Wert

oberes und unteres Quartiel: markieren den Interquartilabstand-Bereich in dem die mittleren 50 % der Werten liegen

Median: mittlerer Zahlenwert

unterer „Whisker“: markiert den kleinsten Wert

### 3. Ergebnisse

Die nachfolgenden Ergebnisse des Hauptversuches werden in zwei Abschnitte gegliedert. Im ersten werden die Lichtquellen für sich betrachtet und im zweiten Teil miteinander verglichen. Bei allen Laser-Halbleitersystemen kommt es während der Laserbestrahlung in jedem Versuchsdurchlauf zu signifikanten Temperaturerhöhungen ( $p < 0,05$ ). In den tabellarischen Darstellungen werden die Medianwerte statt der Mittelwerte bevorzugt, da die erzielten Werte nicht einer Normalverteilung entsprechen. Der Interquartilabstand ist ein Wertebereich, in dem sich die mittleren 50% der erfassten Werte befinden. Die Deltawerte sind hinsichtlich einer Erhöhung über 5K [50] relevant (potentielle Gefahr einer Nekrose), damit man einen Temperaturanstieg in diesem kritischen Bereich ausschließen kann.

#### SironaBlue 800mW für den C1 Bereich

Aus den medianen Deltawerten (Tab. 1) ist es ersichtlich, dass es nur bei einer Durchflussrate von 0 ml/min zu einer Temperaturerhöhung von 5 K kommt. Dies ist aber vernachlässigbar, da es sich hierbei um einen nicht durchbluteten bzw. pulpatoten Zahn handelt. Betrachtet man die DeltaMax- und Delta 40s-Werte lässt sich erkennen, dass sich die DeltaMax-Werte der Durchflussraten von 2,6 ml und 6 ml statistisch gesehen nicht unterscheiden ( $p > 0,05$ ). Nach dem Zeitpunkt von 40 Sekunden besteht allerdings ein statistisch signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ), was bedeutet, dass zum Ende der Belichtungszeit die Durchflussrate von Bedeutung ist.

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	7,0 K	3,9 K	9,0 K	1,9
<i>Delta 40s-Wert</i>	6,2 K	2,8 K	8,1 K	1,5
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	0,8 K	0,4 K	1,6 K	0,6
<i>Delta 40s-Wert</i>	0,5 K	0,2 K	1 K	0,3
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	0,5 K	0,1 K	1,3 K	0,5
<i>Delta 40s-Wert</i>	0,3 K	0 K	0,6 K	0,2

Tab. 1: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C1 Bereich der Sirona Blue 800mW.

### SironaBlue 800mW für den C2 Bereich

Wie im C1 Bereich kommt es im C2 Bereich ebenfalls bei einer Durchflussrate von 0 ml/min zu einer Temperaturerhöhung von über 5 K, die aber auch hier klinisch nicht relevant ist. Generell sind hier im C2 Bereich die Deltawerte erhöht. Die DeltaMax- und Delta 40s-Werte sind statistisch signifikant unterschiedlich ( $p < 0,05$ ), was bedeutet, dass im C2 Bereich die entsprechende Durchflussrate einen Unterschied ausmacht (Tab. 2).

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	6,6 K	4,6 K	8,7 K	2,4
<i>Delta 40s-Wert</i>	5,0 K	3,4 K	7,4 K	2,9
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	3,3 K	1,9 K	6,2 K	1,0
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,7 K	1,9 K	5,7 K	1,0
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,9 K	1,6 K	6,0 K	1,1
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,4 K	1,6 K	5,5 K	1,2

Tab. 2: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C2 Bereich der Sirona Blue 800mW.

### SironaBlue 800mW für den C3 Bereich

Trotz der höchsten Wattleistung erreicht der Sirona Laser während einer simulierten Flüssigkeitsbewegung nicht einmal im entferntesten C3 Bereich den Wert von 5 K (Tab. 3). Nach statistischer Analyse, stellt sich heraus, dass es bei DeltaMax und Delta 40s statistisch gesehen keine Unterschiede gibt ( $p > 0,05$ ). Das heißt, dass die höhere Durchflussrate von 6 ml laut Statistik denselben kühlenden Effekt besitzt wie die Durchflussrate von 2,6 ml/min.

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	6,2 K	4,5 K	7,8 K	2,7
<i>Delta 40s-Wert</i>	3,9 K	2,9 K	6,7 K	2,5
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	4,4 K	2,5 K	6,8 K	1,5
<i>Delta 40s-Wert</i>	3,5 K	1,2 K	5,6 K	1,5
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	4,2 K	2,3 K	7,3 K	1,5
<i>Delta 40s-Wert</i>	3,3 K	2,1 K	6,4 K	1,5

Tab. 3: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C3 Bereich der Sirona Blue 800mW.

#### SironaBlue 600mW für den C1 Bereich

Es besteht hier ein statistisch signifikanter Unterschied der DeltaMax- und Delta 40s-Werte ( $p < 0,05$ ), was belegt, dass innerhalb des C1 Bereichs für den SironaBlue 600mW zu jedem Zeitpunkt die entsprechende Durchflussrate einen Unterschied ausmacht (Tab. 4).

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	5,0 K	3 K	8,1 K	1,7
<i>Delta 40s-Wert</i>	4,3 K	2,1 K	7,1 K	1,8
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	0,6 K	0,4 K	0,9 K	0,3
<i>Delta 40s-Wert</i>	0,4 K	0,2 K	0,6 K	0,2
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	0,3 K	0 K	0,7 K	0,1
<i>Delta 40s-Wert</i>	0,2 K	0 K	0,5 K	0,1

Tab. 4: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C1 Bereich des Sirona Blue 600mW.

### SironaBlue 600mW für den C2 Bereich

Hier im C2 Bereich besteht wie im C1 Bereich des SironaBlue 600mW ein statistisch signifikanter Unterschied der DeltaMax- und Delta 40s-Werte ( $p < 0,05$ ) (Tab.5), was belegt, dass in diesem Bereich ebenfalls zu jedem Zeitpunkt die gewählte Durchflussrate einen Unterschied ausmacht.

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	4,5 K	3,4 K	8 K	1,8
<i>Delta 40s-Wert</i>	3,5 K	2,4 K	6,7 K	1,9
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,1 K	1,3 K	3,8 K	1,2
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,8 K	1,1 K	3,5 K	1,0
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	1,7 K	1,0 K	3,9 K	1,1
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,5 K	0,9 K	3,5 K	0,6

Tab. 5: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C2 Bereich des Sirona Blue 600mW.

### SironaBlue 600mW für den C3 Bereich

Aufgrund der niedrigeren Wattstärke erreicht der SironaBlue 600mW im Vergleich zum Diodenlaser mit der Wattstärke von 800mW nicht einmal im „nicht durchbluteten“ Zahn die Grenze von 5 K (Tab. 6). Nach statistischer Analyse wird deutlich, dass für DeltaMax und Delta 40s die Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min denselben kühlenden Effekt besitzen ( $p > 0,05$ ).

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	4,1 K	3,3 K	6,8 K	2,1
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,8 K	2,0 K	5,1 K	2,0
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,9 K	1,6 K	4,9 K	2,0
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,2 K	1,3 K	4,1 K	1,7
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,8 K	1,3 K	4,8 K	1,4
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,3 K	1,2 K	3,9 K	1,3

Tab. 6: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C3 Bereich des Sirona Blue 600mW.

#### SironaRed 750mW für den C1 Bereich

Alle gemessenen Werte (Tab. 7) liegen bei bestehender Zirkulation unter 1 K und teilweise auch im Bereich der Wassertemperatur-Schwankungen. Im C1 Bereich sind die DeltaMax- und Delta 40s-Werte statistisch gesehen unterschiedlich ( $p < 0,05$ ), so dass die Durchflussrate von 6 ml/min einen stärkeren kühlenden Effekt hat.

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,8 K	2,0 K	3,7 K	0,5
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,5 K	1,8 K	3,6 K	0,6
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	0,5 K	0,2 K	0,5 K	0,1
<i>Delta 40s-Wert</i>	0,3 K	0,1 K	0,4 K	0,1
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	0,2 K	0,1 K	0,5 K	0,1
<i>Delta 40s-Wert</i>	0,2 K	0 K	0,3 K	0,1

Tab. 7: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C1 Bereich des Sirona Red 750mW.

### SironaRed 750mW für den C2 Bereich

Statistisch gesehen unterscheiden sich bei den DeltaMax- und Delta 40s-Werten die Durchflussraten von 2,6 ml/min und 6 ml/min nicht ( $p>0,05$ ) und haben somit in diesem Bereich dieselbe kühlende Wirkung (Tab. 8).

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,7 K	1,8 K	4,4 K	0,8
<i>Delta 40s-Wert</i>	2,2 K	0,9 K	4,1 K	0,7
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	1,6 K	0,9 K	2,0 K	0,6
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,5 K	0,7 K	1,9 K	0,5
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	1,5 K	0,7 K	1,8 K	0,5
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,4 K	0,5K	1,7 K	0,6

Tab. 8: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C2 Bereich des Sirona Red 750mW.

### SironaRed 750mW für den C3 Bereich

Die Deltawerte (Tab. 9) liegen im C3 Messbereich in einem unbedenklichen Bereich ( $<5K$ ). Laut statistischer Auswertung gibt es hier im C3 Bereich, was die Durchflussrate von 2,6 ml/min und 6 ml/min angeht, keine Unterschiede ( $p>0,05$ ).

	Median	Minimum	Maximum	Interquartilabs.
<b>0 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,6 K	1,6 K	4,3 K	0,8
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,9 K	0,7 K	3,9 K	0,9
<b>2,6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,1 K	1,1 K	3,1 K	0,8
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,7 K	0,8 K	2,9 K	0,8
<b>6 ml/min</b>				
<i>DeltaMax-Wert</i>	2,2 K	1,0 K	2,8 K	0,9
<i>Delta 40s-Wert</i>	1,8 K	0,8 K	2,6 K	0,9

Tab. 9: Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C3 Bereich des Sirona Red 750mW.

Nachfolgend wurden die von der Durchflussrate für die Bereiche C1, C2 und C3 abhängigen Deltawerte verglichen, um festzustellen, ob signifikante Unterschiede innerhalb der Lichtquellen auftreten. Weiterhin werden diese Unterschiede mit Box-Plot Diagrammen veranschaulicht. Es wurde bei den Boxplot-Diagrammen nur auf den Delta 40s-Wert eingegangen, da dieser einen festen Zeitpunkt darstellt und die DeltaMax-Werte zu unterschiedlichen Zeitpunkten erreicht wurden. Trotzdem kommt man statistisch gesehen bei der Betrachtung der Laser-Halbleiter Systeme in Bezug auf die DeltaMax-Werte und die Delta 40s-Werte zu denselben Schlussfolgerungen. Die Boxplot-Diagramme der DeltaMax-Werte (Abb. 26-34) sind im Anhang zu finden.

Für die Messbereiche C1- C3 bei einer Durchflussrate von 0 ml/min zeigt sich, dass sich alle drei Lasersysteme voneinander unterscheiden ( $p < 0,05$ ). Aus der Darstellung mit Box-Plot Diagrammen (Abb. 17 – 19) bei der Durchflussrate von 0 ml im C1 Bereich ist es ersichtlich, dass es bei SLB 800 (linke Kastengrafik) bei höchster Wattzahl zu den höchsten Temperaturdifferenzen kommt. Absolut werden im C1 Bereich höhere Temperaturdifferenzen als in den anderen beiden Bereichen erreicht.



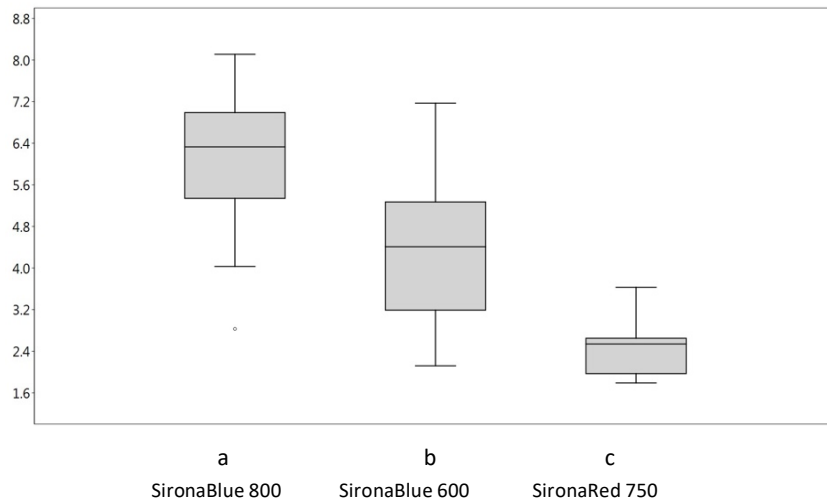


Abb. 17: Darstellung der Delta 40s-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

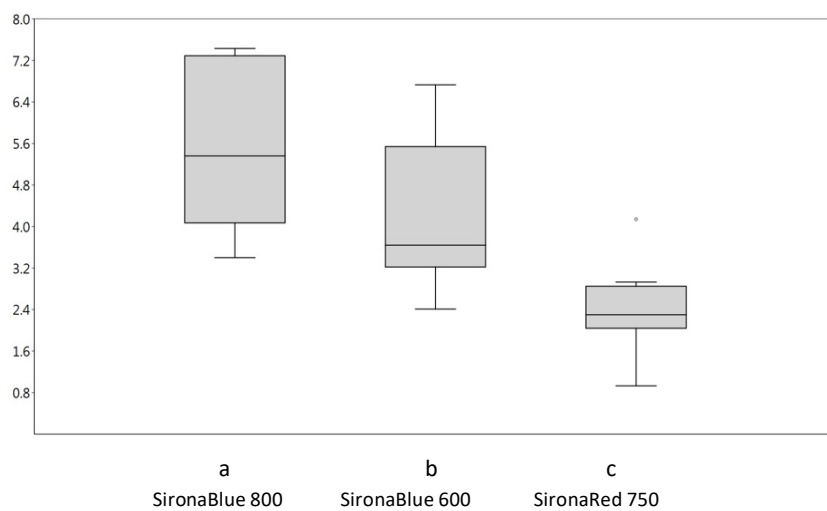


Abb. 18: Delta 40s-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

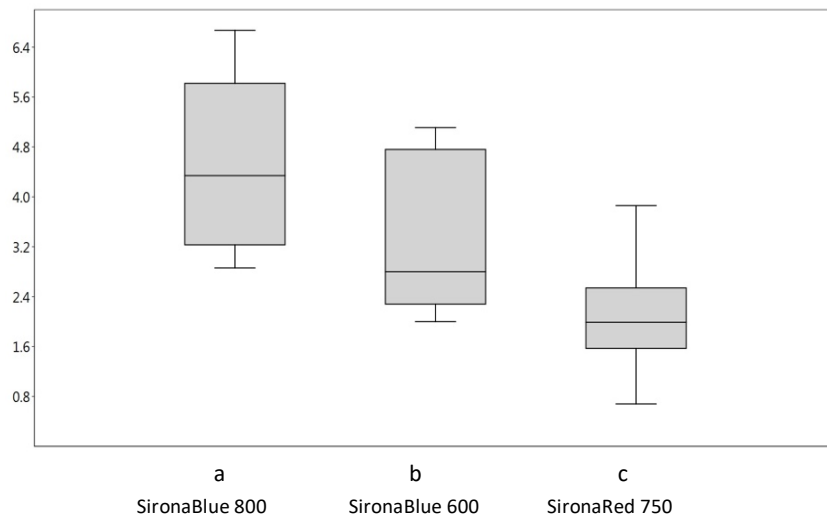


Abb. 19: Delta 40s-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

Den entsprechenden Boxplot-Diagrammen (Abb. 20-22) ist zu entnehmen, dass man im C1 Bereich zu geringen Deltawerten kommt. Die größten Temperaturdifferenzen sind im C3 Bereich zu erwarten. Wie im Falle der Durchflussrate von 0 ml/min zeigt sich auch hier ein ähnliches Bild - der SLB 800 führt aufgrund der höheren Wattzahl zu größeren Temperaturdifferenzen. Allerdings gibt es nach statistischer Analyse keinen signifikanten Unterschied zwischen SLB 800 und SLB 600 im C1 und C3 ( $p > 0,05$ ) und zwischen SLB 600 und SLA 750 im C1 - C3 ( $p > 0,05$ ).

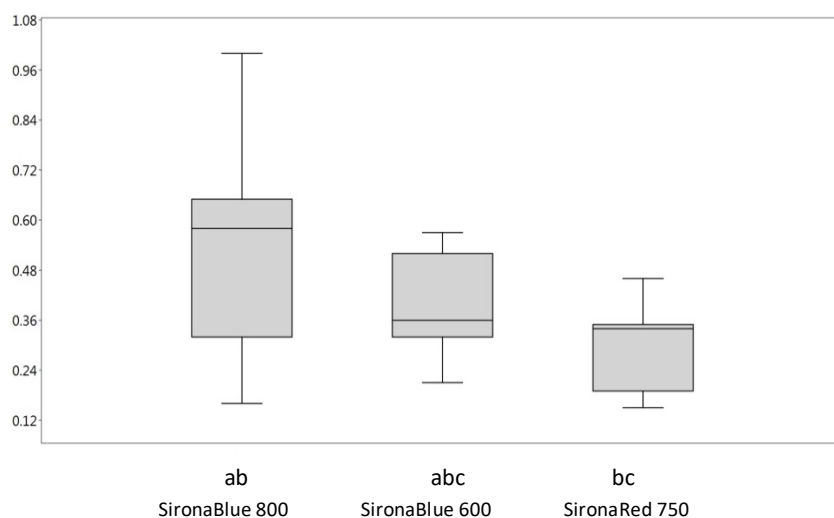


Abb. 20: Delta 40s-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

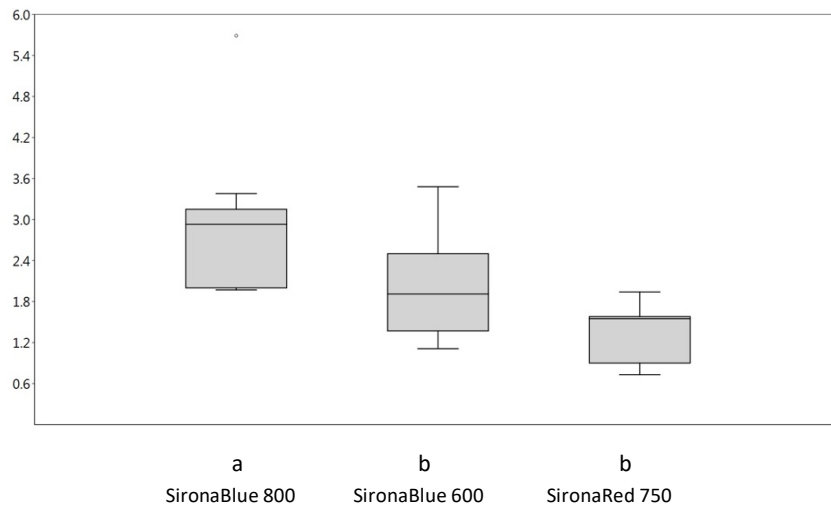


Abb. 21: Delta 40s-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

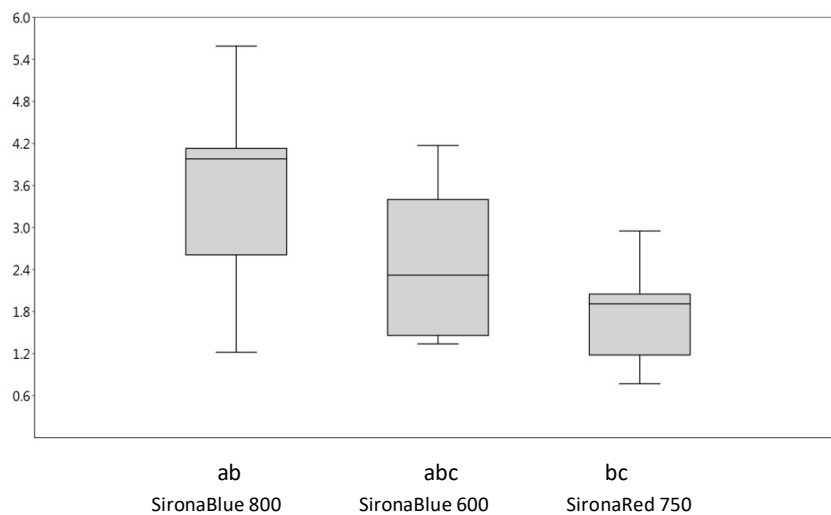


Abb. 22: Delta 40s-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

Bei der Durchflussrate von 6 ml/min zeigt sich für die Messbereiche C1 - C3, dass sich statistisch gesehen der Sirona Blue 600 und der SironaRed 750 zu keinem Zeitpunkt unterscheiden ( $p > 0,05$ ), wie auch SLB 800 und SLA 750 im C1 Bereich, wobei anhand der Boxplot-Diagramme (Abb. 23-25) ersichtlich ist, dass es bei SLB 600 zu höheren Temperaturdifferenzen kommt als bei dem SironaRed 750.

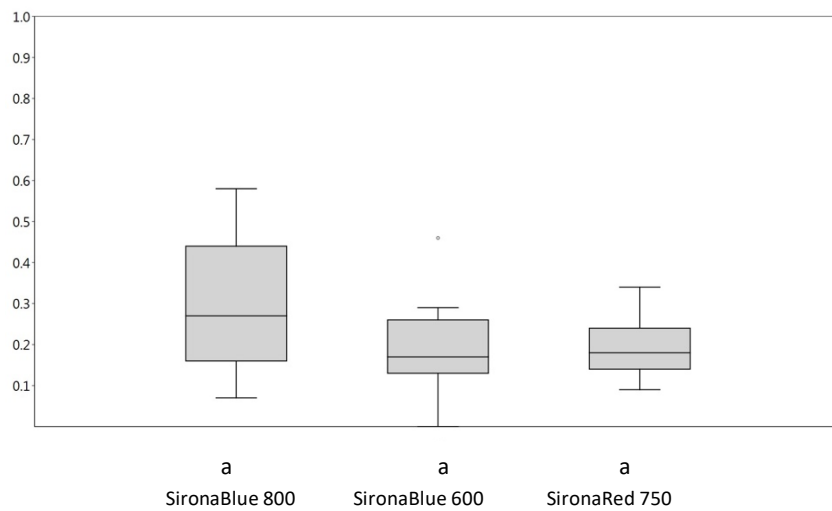


Abb. 23: Delta 40s-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.

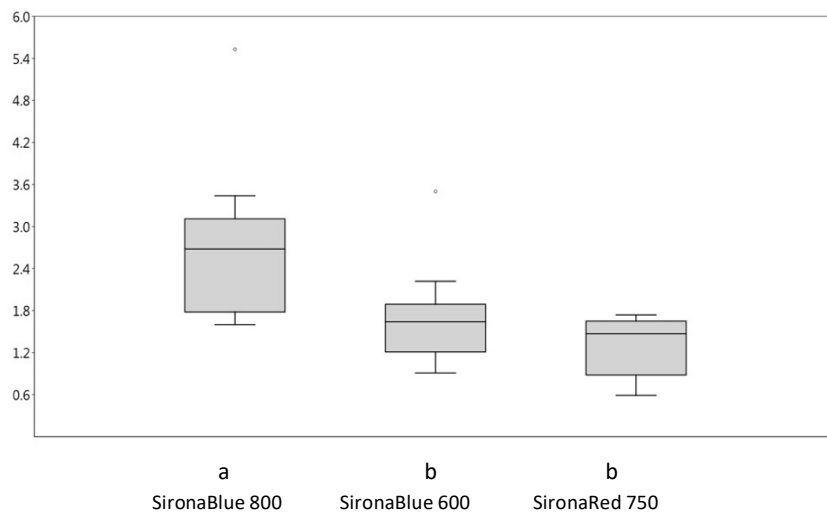


Abb. 24: Delta 40s-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

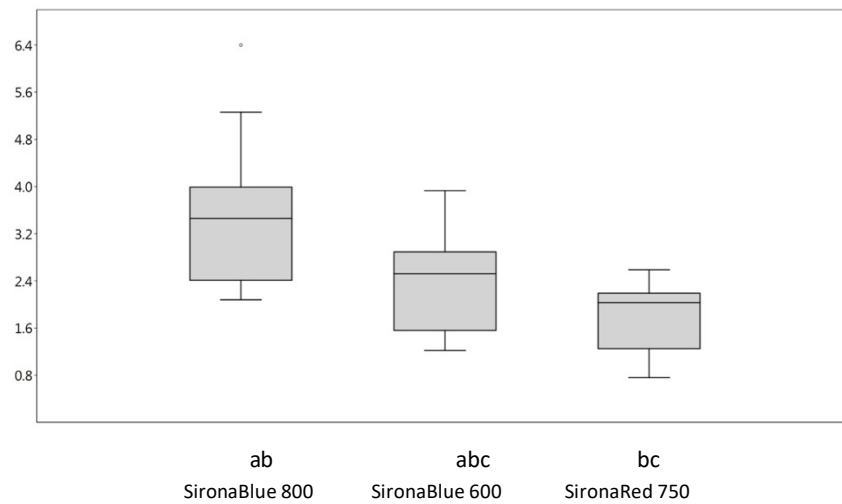


Abb. 25: Delta 40s-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

## 4. Diskussion

### 4.1. Diskussion der Ergebnisse

Anhand der Ergebnisse kann man zusammenfassend zu einer allgemeinen Schlussfolgerung kommen und feststellen, dass die Lichtquelle SIROLaser Blue 800 infolge der höchsten Wattstärke zu einer größeren Temperaturentwicklung in den Messbereichen als bei den beiden anderen Laser-Halbleiter Systemen führt. Die geringsten Temperaturmesswerte sind nach Anwendung des SIROLasers Red 750 zu verzeichnen. Des Weiteren kann aufgrund der medianen Deltawerte (DeltaMax und Delta 40s) eine Aussage über den bedenkenlosen Einsatz dieser Lasersysteme getroffen werden, da es bei einer Durchflussrate von 2,6 ml/min und 6 ml/min zu keinem Zeitpunkt zu einem Deltawert  $\geq 5\text{K}$  kommt. Allerdings muss angemerkt werden, dass bei einer unsachgemäßen Anwendung (d.h. unverhältnismäßig lange punktuelle Bestrahlung), die in diesem Versuch stattgefunden hatte (punktuelle Bestrahlung 40 Sekunden lang), Maximalwerte  $> 5\text{K}$  erreicht werden. Dies war der Fall bei dem Sirona Laser Blue 600 im C3 und bei dem Sirona Laser Blue 800 im C2 und C3 Bereich. Deshalb können thermische Schäden in seltenen Fällen nicht ausgeschlossen werden. Man kann dennoch davon ausgehen, dass im Normalfall bei einer Körpertemperatur von 37 Grad Celsius der Temperaturbereich von 42 Grad Celsius, wo eine Hyperämie droht und darüber hinaus eine Pulpanekrose möglich ist, in der Regel nicht erreicht wird [37].

Zudem ist es ersichtlich, dass die Temperaturwerte im C1 Bereich niedriger sind als im C2 Bereich und diese wiederum geringer als im C3 Bereich. Diese Tatsache ist darauf zurückzuführen, dass aufgrund der Entfernung des C3 Bereichs der kühlende Effekt der zirkulierenden Flüssigkeit hier die geringste Auswirkung und auf den C1 Bereich wiederum den stärksten Einfluss hat. Die erreichten medianen Deltawerte bei einer Durchflussrate von 0 ml/min, die teilweise deutlich über 5 K liegen, sind aus klinischer Sicht vernachlässigbar, da es sich hier um einen pulpatoten Zahn handelt.

Mit der Problematik der Temperaturveränderungen in der Pulpakammer haben sich bereits weitere Studien beschäftigt. So wurde zum Beispiel infolge einer Laserbestrahlung mit einem Nd: YVO4 Laser der kühlende Effekt der zirkulierenden Flüssigkeit in Abhängigkeit der Durchflussrate in der Pulpakammer demonstriert [9]. Eine ähnliche Studie befasste sich ebenfalls mit der Temperaturentwicklung in der Pulpakammer infolge einer Bestrahlung mit Polymerisationslampen mit dem Resultat, dass keine der Lichtquellen bei einer simulierten Zirkulation eine Temperaturerhöhung über 6 Grad Celsius erzielte [28]. Beide Arbeiten kamen zu derselben Schlussfolgerung. Solange ausreichend Flüssigkeit in der Pulpakammer zirkuliert,

bleibt man unterhalb des kritischen medianen Deltawerts, der eine Hyperämie oder Pulpanekrose hervorrufen kann. Eine andere Studie beschäftigte sich mit dem Einfluss der Dentindicke auf die intrapulpale Temperatur während einer Laserbestrahlung mit dem Ergebnis, dass die Dentindicke keinen signifikanten Einfluss auf die medianen Deltawerte hat [41]. Dieser Aspekt wurde nämlich neben den Schmelzdicken in dieser Studie nicht berücksichtigt, obwohl Kodonas in einer anderen Studie belegt, dass die Zahndicke die Temperaturentwicklung signifikant beeinflusst [27]. Zu dieser Erkenntnis gelangte auch die Arbeitsgruppe um de Oliveira. Nach Bestrahlung mit einem 670 nm Dioden-Laser sind Temperaturerhöhung über 5K fast ausschließlich nur an den Schneidezähnen aufgetreten, die bekannterweise weniger Substanz als Molaren besitzen [35]. Andere Untersuchungen der Temperaturentwicklung in der Pulpakammer infolge einer Laserbestrahlung haben verdeutlicht, dass die Berücksichtigung der Wellenlänge und die Wattstärke immens wichtig ist, um Pulpaschädigungen zu vermeiden [15]. So wurde zum Beispiel in einer in vitro Studie ein Dioden-Laser mit einer Wellenlänge von 808nm an Schneidezähnen, Eckzähnen, Prämolaren und Molaren untersucht. Die zu testenden Wattstärken lagen bei 417 mW, 207 mW und 78 mW. Der direkte Zusammenhang von Zahnhartsubstanz(-schichtstärke) und Wattstärke wurde hier demonstriert. Es wurden lediglich Werte über 5K an den Schneidezähnen nach Bestrahlung mittels 417mW erreicht [33].

Was zu jedem Zeitpunkt mitberücksichtigt werden muss, ist der Einfluss von äußeren Faktoren. Dies sind Stoffwechselerkrankungen wie zum Beispiel Diabetes Mellitus. Aufgrund des durch die Mikroangiopathie bedingten Funktionsverlusts der Arteriolen oder Kapillaren kann man davon ausgehen, dass es bei schlecht eingestellten Diabetikern zu einer Minderdurchblutung und Nekrose kommen kann [31]. Dies kann auch durch einen Nikotinkonsum herbeigeführt werden. Hier wurde festgestellt, dass infolge des Rauchens der osmotische Druck in der Pulpa sinkt. Das hat zur Folge, dass auch der Blutdurchfluss durch die Pulpakammer gedrosselt wird [36]. Es spielen aber auch weitere Faktoren eine Rolle, wie das Alter, das Geschlecht, das Verabreichen eines adrenalinhaltigen Anästhetikums z.B. vor einer Lasertherapie während einer zahnärztlichen Behandlung. Wie es sich herausgestellt hat, spielt sogar der Ort der Injektion eine Rolle. So wurde nachgewiesen, dass die palatinale Injektion eines adrenalinhaltigen Anästhetikums im Vergleich zu einer bukkalen eine länger anhaltende Reduktion des pulpalen Durchflusses zur Folge hat [38]. Der Körper selbst kann vor allem in Stresssituation vielfach höhere Dosen Adrenalin ausschütten und somit die pulpal Durchblutung signifikant beeinflussen [23].

## 4.2. Diskussion der Methodik

Die vorliegende in-vitro Studie versucht nicht, die physiologische Situation absolut originalgetreu nachzustellen. Das würde den Rahmen einer solchen Arbeit sprengen. Vielmehr ist es das Ziel, anhand eines vereinfachten Versuchsaufbaus die Abhängigkeit der Temperaturentwicklung von der Durchflussrate zu demonstrieren und daraus Schlussfolgerungen für den klinischen Einsatz zu ziehen.

Das ist allerdings nur mit gewissen Abstrichen realisierbar. So kann zum Beispiel die Wassertemperatur trotz eines Regelheizers nicht konstant gehalten werden. Es kommt also versuchsbedingt zu Schwankungen von bis zu 0,4 Grad Celsius, die allerdings im Endeffekt klinisch vernachlässigbar sind. Die Verwendung eines Wärmebades wäre in diesem Fall hilfreich gewesen. Es muss ebenso darauf geachtet werden, dass das Wasser im Becken zirkuliert, um eine gleichmäßige Wärmeverteilung im Becken zu gewährleisten. Dies wird durch ein manuelles Umrühren gewährleistet, da der Regelheizer an einer der vier Beckenwände befestigt ist. Um vergleichbare und verwendbare Werte für die Auswertung zu erlangen, wird die Wassertemperatur auf 22 Grad Celsius erhitzt, und somit bleibt die physiologische Temperatur von 37 Grad Celsius nicht umgesetzt. Man könnte auch, um die physiologische Situation besser nachzuahmen, Blut statt Wasser verwenden, allerdings wäre man vor neue Herausforderungen gestellt, was die Lagerung, Gerinnung oder die spezifischen Eigenschaften des Blutes betrifft. Dann müssten die Viskosität bzw. Fließeigenschaft dieser beiden Medien berücksichtigt werden. Blut ist im Vergleich zu Wasser um das Vierfache zähflüssiger und besitzt einen höheren Strömungswiderstand. Durch die natürlichen Bestandteile des Blutes kommt es ebenfalls vor allem an Konstriktionen zu Verwirbelungen, was den Wärmeabtransport in der Pulpakammer im Vergleich zum Wasser negativ beeinflussen könnte [10].

Die Zahnpräparate wurden bis zum Versuchsbeginn in einem feuchten Milieu aufbewahrt, um einer Austrocknung entgegenzuwirken. Hierbei handelte es sich um eine Kochsalzlösung mit Natriumazid-Zusatz. Wie erwähnt besteht das Dentin bis zu 12 Gew.-% aus Wasser und ist neben der Pulpa maßgeblich am Wärmeabtransport beteiligt. Ein nicht feucht gelagerter Zahn würde somit zur Verzerrung der Ergebnisse führen.

Die Positionierung und starre Fixierung der Lichtquelle hat ebenfalls die Wärmeentwicklung am und im Zahn beeinflusst. Im klinischen Alltag kommt es nur äußerst selten vor, dass mit dem Laser nur an einer Stelle am Zahn punktuell gearbeitet wird. Bei Bewegung der Lichtquelle



kann man davon ausgehen, dass es zu einer Wärmeverteilung mit geringeren Temperaturmaxima kommt. Im praktischen Versuchsteil wurde die Lichtquelle starr auf Höhe der Pulpakammer angesetzt. Interessant wäre zu wissen, inwieweit die individuelle Position der Lichtquelle für die Entwicklung der Delta 40s- und DeltaMax-Werte ausschlaggebend ist.

Im Laufe der Versuchsreihen ist das Problem aufgetreten, dass einige Zähne bei der Durchflussrate von 6 ml/min undicht geworden sind und man diese neu verkleben musste. Das hätte eventuell durch die Verwendung von Kunststoffen mit einem Adhäsivsystem vermieden werden können. Dann hätte man auch höhere Durchflussraten wählen können, um diese zu untersuchen.

Was nicht berücksichtigt wurde, war die Zahnmorphologie jedes einzelnen Präparates. Diese wurde bereits vor der Versuchsvorbereitung durch das Spalten der Zähne verändert. Man kann davon ausgehen, dass die Schichtdicken (Schmelz, Dentin) von Präparat zu Präparat variieren und das Pulpacavum unterschiedlich ausgeprägt ist, obwohl laut Santis et al. die Dentindicke keinen signifikanten Unterschied ausmacht [41]. Alle Präparate hatten dazu eine intakte Zahnkrone. Wie würden sich aber die Ergebnisse darstellen, wenn man einen Defekt, wie bei einer Cp-Behandlung hätte? Genauso stellt sich die Frage, wie sich die Werte bei einer längeren Belichtungszeit von mehr als 40 Sekunden verändern würden. Würden dann Durchflussraten von 2,6 ml/min oder 6 ml/min überhaupt ausreichen? Andersherum kann man sich fragen, welche minimale Durchflussrate ausreichen würde, um keine Nekrose auszulösen? Dafür bräuchte man aber Pumpen mit einer entsprechend kleinen Pumpleistung. Mehrere Studien haben gezeigt, dass sich der menschliche Zahn durch selbstregulierende bzw. selbstschützende Maßnahmen vor einem Temperaturanstieg schützen kann. Dieser Schutzmechanismus wird vor allem neural gesteuert. Es kommt folglich zu einer Erhöhung des Blutflusses in der Pulpakammer, womit die zugefügte Wärme effizienter abtransportiert werden kann [39, 40]. Diese Tatsache wurde in dieser Studie nicht berücksichtigt, da es nur bedingt möglich wäre, diese autoregulatorischen Mechanismen nachzuahmen. Es lässt sich daher festhalten, dass es offensichtlich noch etliche Ansätze für weiterführende Untersuchungen gibt.

## **5. Klinische Relevanz**

Durch die zahlreichen Studien, die bereits in der Vergangenheit erfolgt sind, zeigt sich, dass der Einsatz des Lasers in nahezu allen Bereichen der Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken ist. Dennoch kann dieser mit potentiellen Schäden einhergehen. Diese Gefahr erkannte auch 1971 die Arbeitsgruppe um Adrian, nachdem thermische Schäden am Zahn und Pulpagewebe nach dem Einsatz eines Lasers aufgetreten waren [1]. Bei Betrachtung der Ergebnisse dieser Studie können aufgrund der Tatsache, dass die medianen Deltawerte unter 5 K liegen, die untersuchten Dioden-Lasersysteme im Rahmen einer regulären Therapie ohne Einschränkungen eingesetzt werden. Obwohl manche erreichten Maximalwerte deutlich über 5 K liegen, ist hervorzuheben, dass es dazu durch eine unsachgemäße und punktuelle Bestrahlung auf Höhe der Kronenpulpa führte, zu welcher es im zahnärztlichen Alltag nur äußerst selten kommt. Man muss sich allerdings immer verdeutlichen, dass eine Aussage über den unbedenklichen Einsatz eines Lasers mit Vorsicht zu genießen ist. Die potentiellen Schäden eines Lasers sind nicht nur von den bereits erwähnten äußeren Faktoren abhängig, sondern auch von der korrekten Handhabung und der entsprechenden Einstellung des Lasers (Energiedichte, Wellenlänge). Obwohl mögliche Schäden bei der Anwendung von Dioden-Lasersystemen nicht auszuschließen sind, untermauern die Ergebnisse dieser Studie die Aussage, dass nach der Markteinführung in der Mitte der neunziger Jahre des letzten Jahrhunderts die Diodenlaser eine Marktführung innehaben und dies in absehbarer Zukunft auch so bleiben wird [5].

## **6. Zusammenfassung**

### **6.1. Zusammenfassung in Deutsch**

Die Diodenlaser erfreuen sich im klinischen Alltag zunehmend einer hohen Beliebtheit, wobei in der Zahnmedizin eine Vielzahl verschiedener Anwendungen beschrieben wird. Da es beim Einsatz der Dioden-Lasersysteme in der Regel zu einer Wärmeentwicklung kommt, stellt sich die Frage, inwieweit diese zur thermischen Schädigung angrenzender Gewebe beitragen.

Das Ziel der vorliegenden Studie war es herauszufinden, zu welchen Temperaturveränderungen es bei einer Flüssigkeitszirkulation nicht nur in der Pulpa, sondern auch im pulpakammernahen Dentin und an der Schmelz-Dentin Grenze kommt, um ein mögliches Schädigungspotential einschätzen zu können. Zehn extrahierte menschliche mehrwurzelige Zähne wurden entlang ihrer Längsachse geteilt und zwei Kanäle der Zahnwurzeln freigelegt, um in den apikalen Kanalbereich Kunststoffkanülen anzubringen. Diese Kanülen ermöglichten den Anschluss eines Schlauchsystems und somit eine Flüssigkeitszirkulation durch das Pulpencavum. Die präparierte Zahnhälfte wurde mit einem Deckglas verschlossen. An der Zahnaußenfläche wurde der SIROLaser Blue (Sirona, Bensheim) mit den Einstellungen 600 mW (SLB 600) und 800 mW (SLB 800) jeweils im Dauerstrichmodus (cw) und einer 320µm Faser und der SIROLaser Advance (Sirona, Bensheim) - im Pulsmodus, Tastverhältnis 50%, 10 Hz, 320µm Faser, mit einer Durchschnittsleistung von 750 mW (SLA 750) angesetzt, um für 40s das Präparat zu bestrahlen. Die Temperaturmessungen erfolgten bei Durchflussraten von 0 ml/min, 2,6 ml/min und 6ml/min unter Zuhilfenahme einer Wärmebildkamera (VarioCAM HD, InfraTec, Dresden). Die entsprechenden Temperaturmesspunkte befanden sich auf Höhe des Pulpencavums (C1), des Dentins (C2) und an der Schmelz-Dentin Grenze (C3).

Die Ergebnisse der Studie haben gezeigt, dass sowohl die Flüssigkeitszirkulation als auch die Wattleistung der angewendeten Laser einen signifikanten Einfluss auf die Wärmeentwicklung haben. Bei der zuvor festgelegten Ausgangstemperatur von 22 Grad Celsius wurden die höchsten Temperaturmaxima für den Laser SLB 800 im C1 Bereich ohne Flüssigkeitszirkulation verzeichnet (Median: 7,0 K, Minimum: 3,9 K, Maximum: 9,0 K). Die geringsten Temperaturmesswerte wurden nach der Anwendung des Lasers SLA 750 im C1 Bereich bei einer Durchflussrate von 6 ml/min (Median: 0,2 K, Minimum: 0,1 K, Maximum: 0,5 K) beobachtet.

Schlussfolgernd kann man davon ausgehen, dass bei Beachtung der entsprechenden Einstellungen der untersuchten Diodenlaser und unter Berücksichtigung einer physiologischen

Blutzirkulation im Pulpencavum das Schädigungspotenzial durch die Laserenergie als gering einzuschätzen ist.

## **6.2. Zusammenfassung in Englisch**

Diode lasers are becoming increasingly popular in everyday clinical practice. There is also a great variety of different applications for diode lasers in dentistry. Because of the fact that diode laser systems usually cause heat, which in turn leads to the question to what extent they contribute to thermal damage of the adjacent tissue.

The aim of this study was to find out which temperature changes occur while using diode lasers in order to estimate their damage potential. This study focuses on scenarios with a fluid circulation in the pulp and also considers the dentin near the pulp chamber as well as the enamel-dentin border. Therefore, ten extracted human teeth with multiple roots were divided along their longitudinal axis in order to expose the two channels of tooth roots. Furthermore, plastic cannulas were attached in the apical canal area. These cannulas allowed for a connection through a tube system and thus a fluid circulation through the pulp cavity. The prepared half of the tooth was closed with a cover glass. Afterwards, the SIROLaser Blue (Sirona, Bensheim) was applied to radiate the tooth with the following settings: 600mW (SLB 600) and 800mW (SLB 800) each in a continuous wave mode and a 320µm fiber as well as the SIROLaser Advance (Sirona, Bensheim) - in a pulse mode, duty cycle 50%, 10 Hz, 320µm fiber with an average power of 750mW (SLA 750), for 40 seconds. The temperature measurements were made at flow rates of 0 ml/min, 2,6 ml/min and 6 ml/min with the aid of a thermal imaging camera (VarioCAM HD, InfraTec, Dresden). The corresponding temperatures were measured at the pulp chamber (C1) as well as in the dentin area (C2) and on the enamel-dentin border (C3).

The results of this study have shown that both the fluid circulation as well as the power of the applied laser had a significant impact on the heat development. The previously set baseline temperature of 22 degrees Celsius marked the highest recorded temperature maxima for the laser SLB 800 in the C1 range without fluid circulation (Median: 7,0 K, Minimum: 3,9 K, Maximum: 9,0 K). The lowest temperature readings could be observed after application of the laser SLA 750 in the C1 range at a flow rate of 6 ml/min (Median: 0,2 K, Minimum: 0,1 K, Maximum: 0,5 K).

In conclusion, one can assume that if diode lasers are applied with the appropriate settings and a physiological blood circulation in the dental pulp chamber is present, the damage potential due to the laser energy can be estimated as low.

## 7. Anhang

### 7. 1. Messwerte des Hauptversuchs

Tab. 10: Temperaturmesswerte des Sironablue 800 für die entsprechenden Zähne (1-10), Messbereiche (C1-C3) und Durchflussraten (0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min).

Zahn1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,95	28,73	30,33	54	C1	21,86	22,34	22,87	44	C1	21,87	22,14	22,34	46
C2	21,83	25,75	28,89	70	C2	21,92	24,29	25,25	58	C2	21,95	23,73	24,49	55
C3	21,76	24,83	28,37	74	C3	21,92	24,6	25,73	59	C3	21,97	24,24	25,27	58
Zahn2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,13	30,24	31,16	47	C1	21,8	22,4	23,11	45	C1	21,81	22,25	22,78	49
C2	22,22	29,51	30,81	50	C2	21,89	25,03	25,62	45	C2	22,01	24,74	25,51	52
C3	22,25	27,86	29,75	57	C3	22	26,13	27,07	53	C3	22,12	25,58	26,54	56
Zahn3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,1	28,43	28,81	50	C1	22,04	22,69	22,83	36	C1	22,04	22,4	22,47	37
C2	22,13	27,49	27,95	48	C2	22,04	24,01	24,01	40	C2	22	23,6	23,6	40
C3	22,23	25,78	26,7	59	C3	22,18	24,49	24,72	49	C3	22,07	24,15	24,32	49
Zahn4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,86	28,85	29,23	50	C1	22,02	22,95	23,23	43	C1	22,03	22,54	22,69	48
C2	21,86	26,5	28	57	C2	22,08	24,34	24,87	50	C2	21,94	24,14	24,63	51
C3	21,86	25,09	27,12	66	C3	22,08	25	25,9	54	C3	21,85	24,97	25,86	54
Zahn5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,1	28,11	29,47	52	C1	21,93	22,3	22,54	44	C1	21,94	22,1	22,2	45
C2	22,18	28,97	30,41	52	C2	22,04	24,97	25,38	51	C2	22,07	24,75	25,16	49
C3	22,18	28	29,84	57	C3	22,13	26,15	27,03	53	C3	22,17	25,99	26,82	52
Zahn6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,87	25,9	27,02	55	C1	21,98	22,3	22,54	49	C1	21,95	22,16	23,25	45
C2	21,73	26,39	27,57	54	C2	21,92	25,07	25,65	59	C2	21,83	24,94	25,45	50
C3	21,61	25,95	27,35	58	C3	21,83	25,81	26,77	54	C3	21,71	25,7	26,69	54
Zahn7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,06	29,33	30,43	49	C1	22	23	23,59	43	C1	21,92	22,5	22,68	44
C2	21,9	29,33	30,62	50	C2	21,95	27,64	28,2	47	C2	22	27,53	28,03	47
C3	21,78	27,78	29,56	56	C3	21,95	27,54	28,72	57	C3	22,02	28,42	29,3	49
Zahn8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,95	24,78	25,85	60	C1	22,05	22,35	22,53	50	C1	22,18	22,25	22,34	46
C2	21,77	25,17	26,39	61	C2	22	24	24,4	53	C2	22,28	24	24,37	50
C3	21,64	24,9	26,39	61	C3	21,95	24,56	25,42	56	C3	22,32	24,73	25,49	54
Zahn9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,96	27,3	28,08	49	C1	21,96	22,12	22,38	49	C1	22,05	22,14	22,18	43
C2	22,13	26,2	27,38	58	C2	21,85	23,84	24,5	49	C2	22,13	24,19	24,65	52
C3	22,08	24,94	26,85	66	C3	21,68	22,9	25,04	55	C3	22,08	24,52	25,6	57
Zahn10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,18	27,96	28,69	48	C1	22,02	22,6	22,8	39	C1	22,06	22,33	22,42	41
C2	22,1	29,51	30,19	46	C2	22,12	25,5	25,67	45	C2	21,96	25,4	25,57	44
C3	21,93	28,6	29,6	50	C3	22,1	27,57	28,13	46	C3	21,82	27,08	27,56	46

Tab. 11: Temperaturmesswerte des Sironablue 600 für die entsprechenden Zähne (1-10), Messbereiche (C1-C3) und Durchflussraten (0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min).

Zahn1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,4	27,2	28,48	54	C1	22,34	22,7	23,26	44	C1	22,38	22,53	22,67	41
C2	22,48	25,7	27,77	67	C2	22,45	24,36	25,12	59	C2	22,36	23,57	24,08	55
C3	22,48	25,2	27,37	72	C3	22,45	24,53	25,47	60	C3	22,36	23,92	24,63	68
Zahn2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,17	29,34	30,29	48	C1	21,89	22,33	22,65	44	C1	21,89	22,15	22,4	44
C2	22,27	29	30,24	51	C2	22	24,67	25,06	46	C2	22,01	23,9	24,52	48
C3	22,33	27,2	29,1	57	C3	22,1	25,5	26,39	55	C3	22,17	24,88	25,54	53
Zahn3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,94	27,27	27,56	45	C1	22,02	22,37	22,51	42	C1	22,09	22,25	22,33	38
C2	21,79	25,75	26,16	49	C2	22,05	23,36	23,37	44	C2	21,98	23,1	23,1	40
C3	21,82	24,43	25,22	63	C3	22,2	23,66	23,82	50	C3	22,03	23,41	23,35	50
Zahn4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,75	26,16	27,03	51	C1	21,72	22,29	22,44	46	C1	21,9	22,19	22,26	41
C2	21,75	25,06	26,2	56	C2	21,77	22,88	23,18	54	C2	22,02	22,93	23,19	54
C3	21,74	24,02	25,55	66	C3	21,78	23,12	23,67	56	C3	22,08	23,3	23,83	57
Zahn5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,95	24,93	25,54	52	C1	21,82	22,17	22,31	47	C1	21,87	22,07	22,15	44
C2	22,02	25,33	25,97	52	C2	21,9	23,5	23,73	48	C2	22,01	23,65	23,09	48
C3	22,06	24,86	25,67	57	C3	22	24,32	24,82	52	C3	22,15	24,67	25,18	52
Zahn6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,95	25,14	26	56	C1	22,09	22,41	22,58	52	C1	21,93	22,06	22,12	42
C2	21,78	25,42	26,32	56	C2	21,91	24,41	24,84	52	C2	21,83	24,05	24,42	52
C3	21,66	25	26,12	59	C3	21,77	24,96	25,7	55	C3	21,74	24,63	25,37	53
Zahn7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,01	27,28	28	50	C1	22	22,52	22,93	43	C1	21,99	22,45	22,68	44
C2	21,9	27,71	28,5	48	C2	21,91	25,39	25,68	45	C2	22,02	25,52	25,87	46
C3	21,78	26,54	27,7	54	C3	21,72	25,89	26,66	50	C3	21,96	25,89	26,71	51
Zahn8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,16	24,28	25,15	61	C1	22,14	22,35	22,53	49	C1	22,15	22,27	22,32	42
C2	22,16	24,57	25,52	62	C2	22,02	23,53	23,9	53	C2	22,09	23,51	23,78	53
C3	22,16	24,36	25,52	62	C3	21,89	23,95	24,65	56	C3	22,05	24,03	24,65	56
Zahn9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,97	25,86	26,52	50	C1	21,8	22,05	22,18	42	C1	21,9	21,9	21,91	44
C2	22,18	25,09	25,98	58	C2	22,13	23,5	23,71	48	C2	21,82	23,1	23,3	50
C3	22,18	24,18	25,46	63	C3	22,24	23,58	24,15	56	C3	21,62	23,18	23,79	58
Zahn10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,1	26,29	26,91	49	C1	21,84	22,36	22,5	40	C1	22,07	22,24	22,32	43
C2	22,1	27,64	28,18	46	C2	21,84	24,1	24,16	47	C2	22,07	23,8	23,88	55
C3	22,04	27,15	27,83	49	C3	21,84	25,7	26,07	46	C3	22	25,6	26	48

Tab. 12: Temperaturmesswerte des SironaRed 750 für die entsprechenden Zähne (1-10), Messbereiche (C1-C3) und Durchflussraten (0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min).

Zahn1/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn1/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn1/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,1	23,89	24,35	56	C1	21,73	21,92	22,14	51	C1	22,16	22,3	22,34	41
C2	22	22,93	23,78	75	C2	21,74	22,54	22,84	59	C2	22,16	22,75	22,92	50
C3	21,92	22,6	23,53	78	C3	21,72	22,57	22,95	66	C3	22,16	22,92	23,16	54
Zahn2/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn2/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn2/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,7	23,67	24	54	C1	21,75	22,11	22,26	47	C1	21,9	22,18	22,38	50
C2	21,7	23,81	24,34	54	C2	21,85	23,21	23,4	48	C2	21,96	23,2	23,45	50
C3	21,68	23,67	24,3	56	C3	21,89	23,5	23,83	51	C3	22	23,43	23,7	51
Zahn3/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn3/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn3/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,85	24,5	24,68	47	C1	22,01	22,47	22,51	37	C1	21,87	22,21	22,24	39
C2	21,87	24,8	25,11	48	C2	21,97	23,55	23,62	46	C2	21,66	23,19	23,25	46
C3	22	24,54	25,03	51	C3	22,06	24,13	24,4	49	C3	21,63	23,82	24,09	49
Zahn4/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn4/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn4/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,9	24,33	24,7	52	C1	21,75	22,09	22,19	43	C1	21,82	22	22,05	40
C2	21,96	24	24,54	56	C2	21,81	22,71	22,88	50	C2	21,73	22,61	22,74	50
C3	21,98	23,55	24,26	58	C3	21,85	23,03	23,3	52	C3	21,65	22,9	23,16	53
Zahn5/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn5/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn5/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22	24,39	24,61	51	C1	21,91	22,26	22,45	59	C1	22,01	22,17	22,24	43
C2	22,09	24,54	25,1	50	C2	22,06	23,71	23,92	48	C2	21,92	23,66	23,81	47
C3	22,13	24,72	25,06	54	C3	22,11	24,15	24,55	50	C3	21,86	24	24,33	50
Zahn6/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn6/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn6/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,15	24,76	25	51	C1	22,05	22,22	22,32	45	C1	22,1	22,2	22,25	42
C2	22,05	24,35	24,85	55	C2	22,01	23,27	23,53	52	C2	22,07	23,25	23,43	49
C3	21,95	23,85	24,55	60	C3	21,92	23,49	23,94	55	C3	21,99	23,47	23,87	54
Zahn7/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn7/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn7/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,17	24,13	24,16	44	C1	22,1	22,36	22,48	48	C1	22,2	22,36	22,39	41
C2	21,98	24,08	24,27	48	C2	21,88	23,43	23,51	46	C2	22,09	23,81	23,91	47
C3	21,88	23,8	24,08	51	C3	21,73	23,64	23,87	48	C3	22,08	24,33	24,59	48
Zahn8/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn8/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn8/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,12	24,95	25,27	55	C1	22,16	22,51	22,66	42	C1	22,13	22,37	22,44	42
C2	21,95	24,8	25,53	58	C2	22,24	23,81	24,08	53	C2	22,26	23,73	23,94	52
C3	21,82	24,36	25,41	64	C3	22,21	24,26	24,85	56	C3	22,34	24,37	24,9	55
Zahn9/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn9/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn9/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	21,82	24,36	24,6	48	C1	21,83	21,98	22,07	41	C1	21,74	21,83	21,85	43
C2	21,75	23,46	24	61	C2	21,96	22,69	22,83	53	C2	21,68	22,45	22,51	45
C3	21,59	22,76	23,71	73	C3	21,98	22,75	23,08	53	C3	21,73	22,53	22,88	61
Zahn10/0ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn10/2,6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs	Zahn10/6ml	T-Ausgang	T-40s	T-max	T-max bei Xs
C1	22,09	25,72	25,8	45	C1	21,9	22,22	22,36	41	C1	21,97	22,17	22,22	40
C2	22	26,14	26,39	45	C2	21,98	23,92	23,99	42	C2	22,08	23,73	23,77	43
C3	21,83	25,69	26,14	49	C3	21,94	24,89	25,08	45	C3	22,16	24,75	24,93	45



## 7. 2. Boxplot-Diagramme mit DeltaMax-Werten

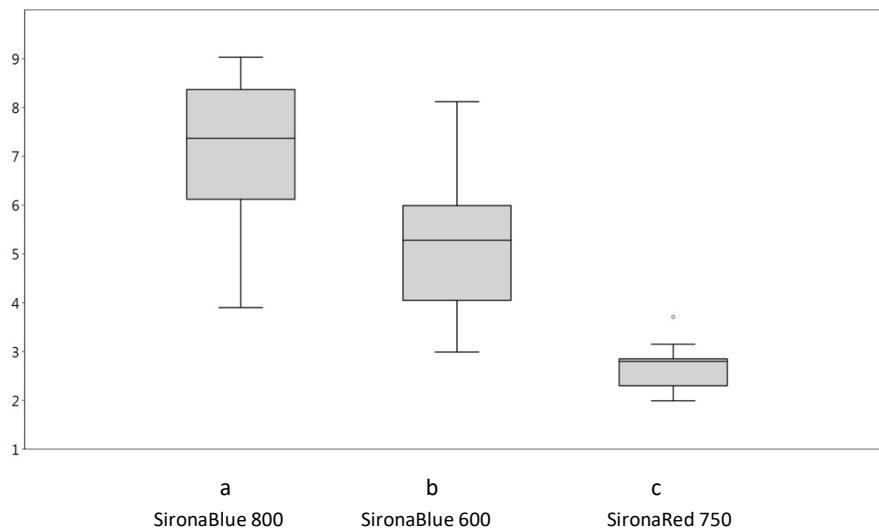


Abb. 26: DeltaMax-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

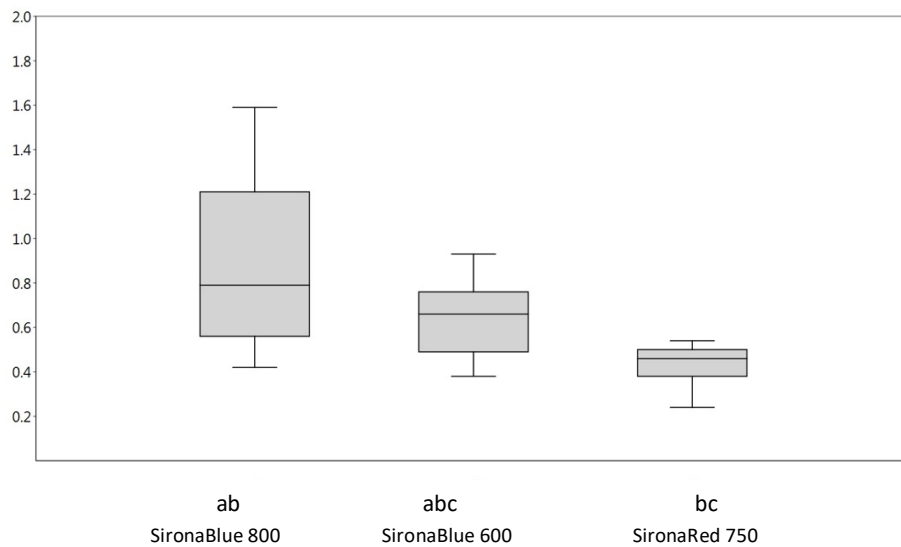


Abb. 27: DeltaMax-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

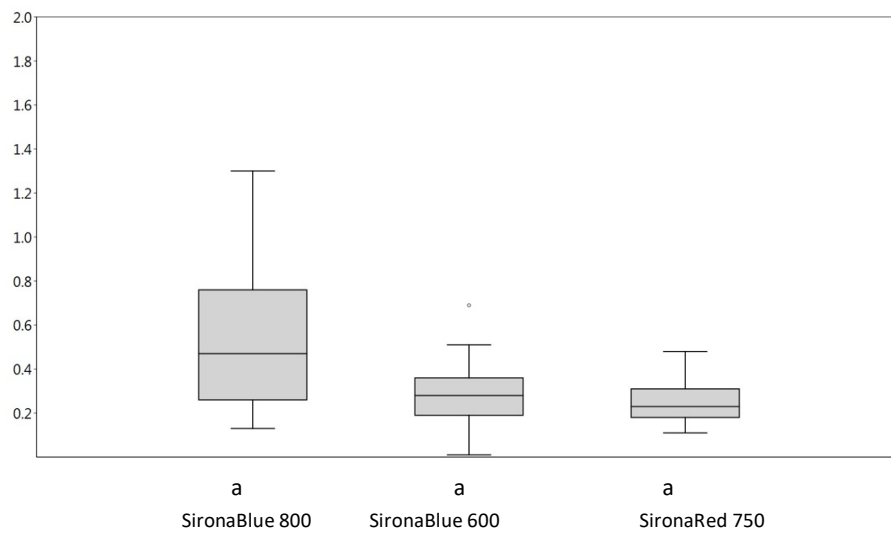


Abb. 28: DeltaMax-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.

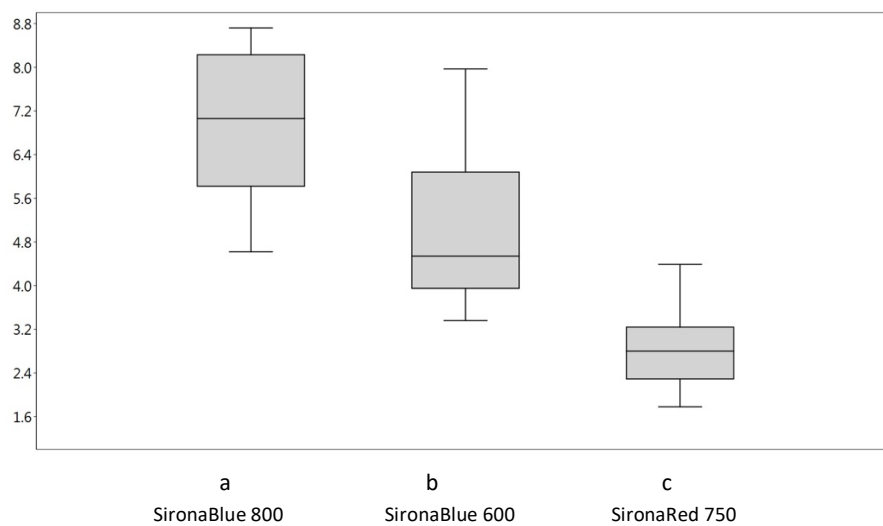


Abb. 29: DeltaMax-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

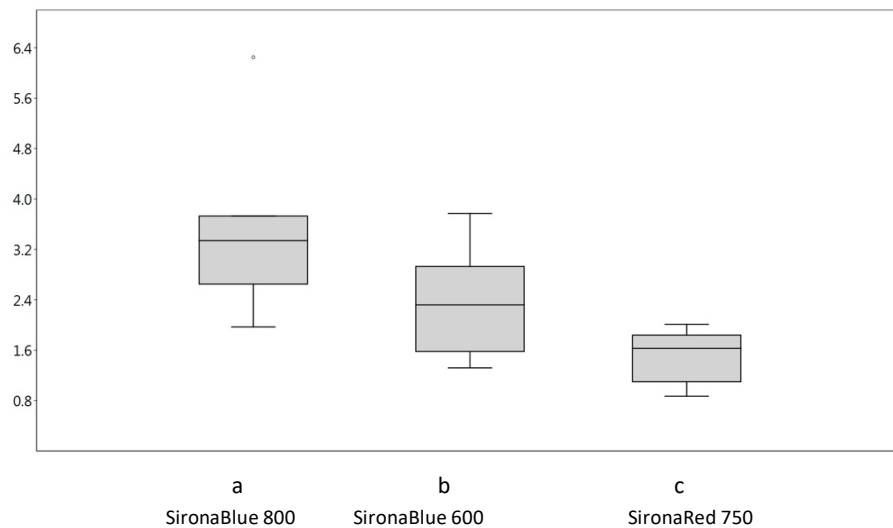


Abb. 30: DeltaMax-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

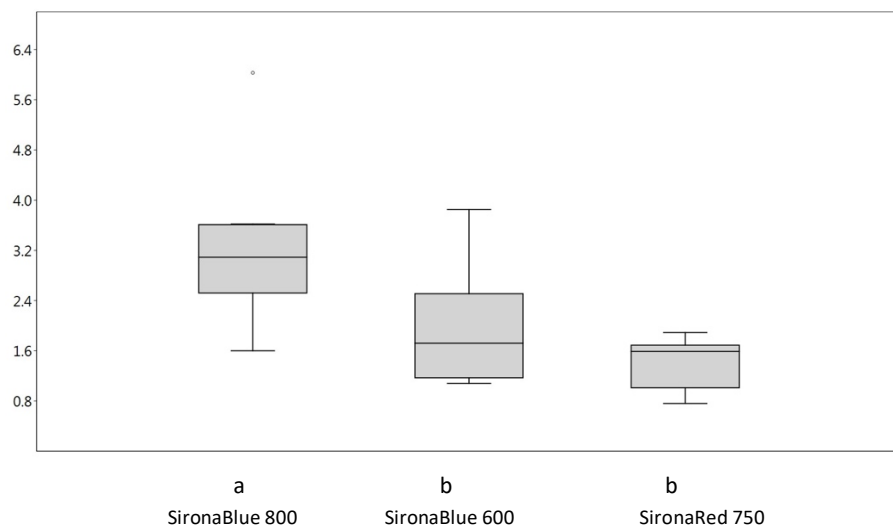


Abb. 31: DeltaMax-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

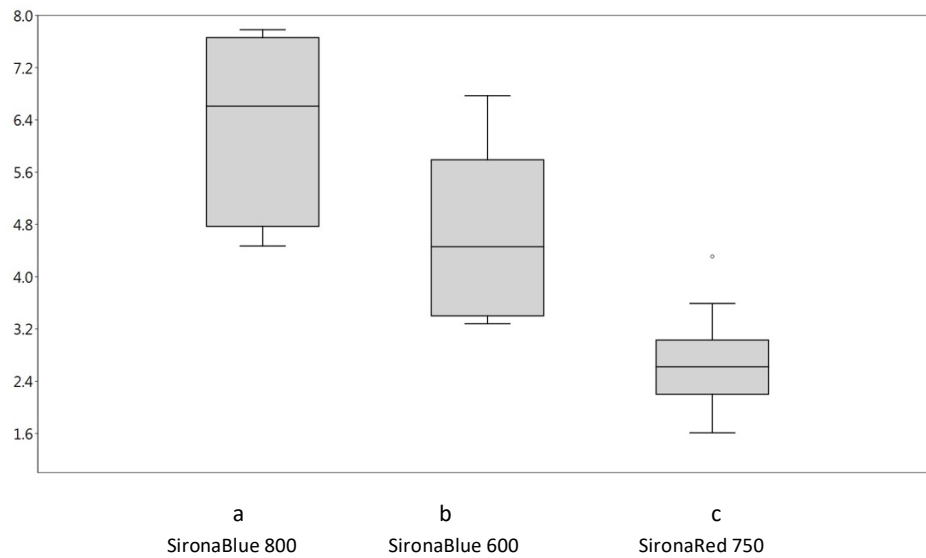


Abb. 32: DeltaMax-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 0 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

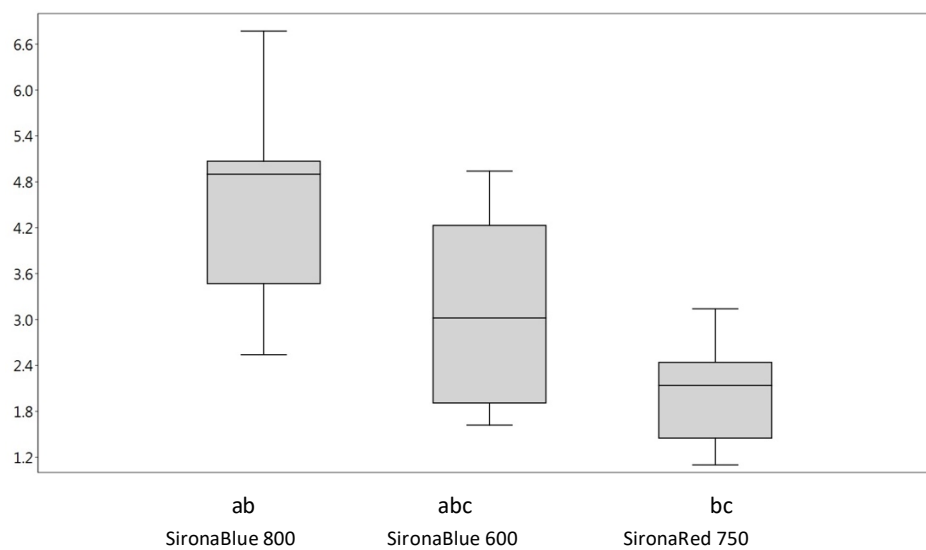


Abb. 33: DeltaMax-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

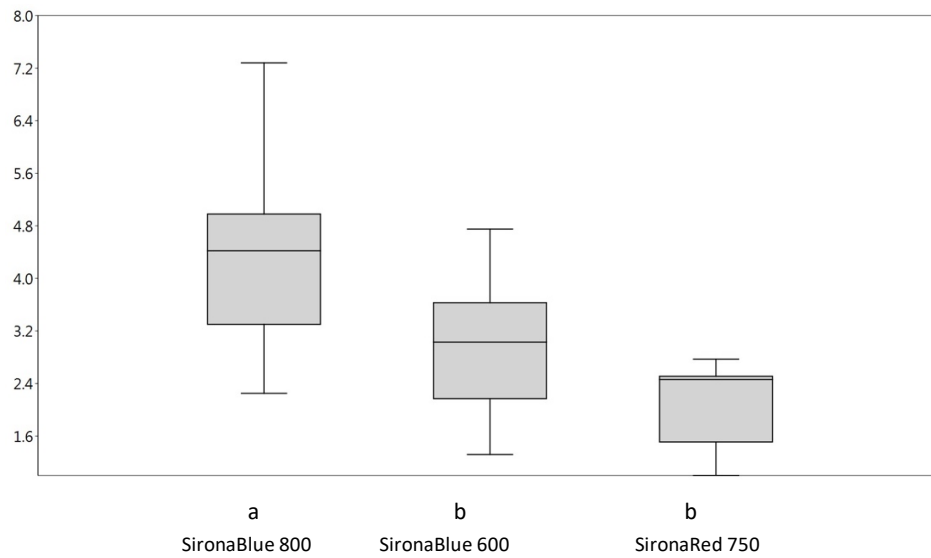


Abb. 34: DeltaMax-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 6 ml/min. Unterschiedliche Indizes zeigen statistisch signifikante Unterschiede an ( $p < 0,05$ ).

## 8. Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

### Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C1 Bereich der Sirona Blue 800mW.	30
Tab. 2:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C2 Bereich der Sirona Blue 800mW.	31
Tab. 3:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C3 Bereich der Sirona Blue 800mW.	32
Tab. 4:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C1 Bereich des Sirona Blue 600mW.	32
Tab. 5:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C2 Bereich des Sirona Blue 600mW.	33
Tab. 6:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C3 Bereich des Sirona Blue 600mW.	34
Tab. 7:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C1 Bereich des Sirona Red 750mW.	34
Tab. 8:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C2 Bereich des Sirona Red 750mW.	35
Tab. 9:	Darstellung der Medianwerte, Minimumwerte, Maximumwerte und der Interquartilabstände für die drei untersuchten Durchflussraten im C3 Bereich des Sirona Red 750mW.	36
Tab. 10:	Temperaturmesswerte des Sironablue 800 für die entsprechenden Zähne (1-10), Messbereiche (C1-C3) und Durchflussraten (0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min).	50
Tab. 11:	Temperaturmesswerte des Sironablue 600 für die entsprechenden Zähne (1-10), Messbereiche (C1-C3) und Durchflussraten (0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min).	51

Tab. 12: Temperaturmesswerte des SironaRed 750 für die entsprechenden Zähne (1-10), Messbereiche (C1-C3) und Durchflussraten (0 ml/min, 2,6 ml/min und 6 ml/min).	52
-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung eines Molaren im Zahnfach [17].	7
Abb. 2: Detailansicht eines Zahnschliffs nach Ätzung mit Zitronensäure [48].	8
Abb. 3: Schematische Darstellung der Blutzirkulation in der Pulpakammer [25].	11
Abb. 4: Die für den Versuch verwendeten Lasersysteme der Firma Sirona mit Touchscreen und einem ergonomischen Handstück. Links der SIROLaser Blue und rechts SIROLaser Advance	13
Abb. 5: Schematische Darstellung des Aufbaus eines Halbleiters [22]	14
Abb. 6: Schematische Darstellung der Wirkung des Laserstrahls im Gewebe [44]	15
Abb. 7: Zahnpräparat versehen mit zwei Spülkanülen und Menzel-Deckglas.	19
Abb. 8: Graphische Darstellung der Schwankung der Wassertemperatur im Temperatur-Zeit Diagramm durchgeführt bei ca. 18 Grad Celsius.	20
Abb. 9: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus von oben mit entsprechender Legende.	21
Abb. 10: Darstellung des Versuchsaufbaus (oben links) mit zwei Nahaufnahme des Zahnpräparates und der Positionierung der Lichtquelle.	22
Abb. 11: Veranschaulichung der Position der drei Messpunkte anhand des Wärmebildes aus der Vorversuchsreihe A.	23
Abb. 12: Wie eine solche Aufnahme aussehen kann, ist im folgenden Temperatur-Zeit Diagramm mit den Messbereichen C1, C2 und C3 und den dazugehörigen Wärmebildern in den Zeitabständen $t = 0s$ , $t = 40s$ und $t = \max$ während der Versuchsdurchführung dargestellt.	23
Abb. 13: Graphische Darstellung des kühlenden Effekts des Wassers, welches nach 40 Sekunden in die Pulpa einschießt. Der stärkste Effekt ist im Bereich C1 (blaue Linie, Bereich des Pulpacavums) zu sehen.	25

Abb. 14:Darstellung der drei Durchläufe in der Versuchsreihe B, die zu gleichen Ergebnissen führten, weshalb auf die Wiederholung verzichtet wurde.	26
Abb. 15:Graphische Darstellung der Situation ohne Wasser nach einer Belichtungszeit von 40 Sekunden (links) und Darstellung der Situation mit Wasser nach einer Belichtungszeit von 40 Sekunden (rechts).	27
Abb. 16:Anhand des Messpunktes in C1 (Pulpakammer, schwarze Linie) ist es ersichtlich, dass die Temperatur auf ihre Ausgangstemperatur wieder abfällt.	27
Abb. 17:Darstellung der Delta 40s-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 0 ml/min.	37
Abb. 18:Delta 40s-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 0 ml/min.	37
Abb. 19:Delta 40s-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 0 ml/min.	38
Abb. 20:Delta 40s-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min.	38
Abb. 21:Delta 40s-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min.	39
Abb. 22:Delta 40s-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min.	39
Abb. 23:Delta 40s-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.	40
Abb. 24:Delta 40s-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.	40
Abb. 25:Delta 40s-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.	41
Abb. 26:DeltaMax-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 0 ml/min.	53
Abb. 27:DeltaMax-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min.	53
Abb. 28:DeltaMax-Werte im Messbereich C1 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.	54
Abb. 29:DeltaMax-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 0 ml/min.	54
Abb. 30:DeltaMax-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min.	55
Abb. 31:DeltaMax-Werte im Messbereich C2 bei der Durchflussrate von 6 ml/min.	55
Abb. 32:DeltaMax-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 0 ml/min.	56
Abb. 33:DeltaMax-Werte im Messbereich C3 bei der Durchflussrate von 2,6 ml/min.	56





## 9. Literaturverzeichnis

- [1] ADRIAN, J. BERNIER, J. SPRAGUE, W.: Laser and the Dental Pulp. In: *The Journal of the American Dental Association* Bd. 83 (1971), Nr. 1, S. 113–117
- [2] ANJO, T ; EBIHARA, A ; TAKEDA, A ; TAKASHINA, M ; SUNAKAWA, M ; SUDA, H: Removal of two types of root canal filling material using pulsed Nd:YAG laser irradiation. In: *Photomed Laser Surgery* Bd. 22 (2004), Nr. 6, S. 470–476 — ISBN 1549-5418 (Print)r1549-5418 (Linking)
- [3] AUMÜLLER, GERHARD ET AL.: Duale Reihe Anatomie. In: . Stuttgart : Thieme, 2010 — ISBN 9783131360427, S. 928
- [4] BACH, GEORG: Einsatz von Lasersystemen in der Zahnheilkunde. In: *Laser Journal* 2/2005 (2005)
- [5] BACH, GEORG: Der Diodenlaser in der Zahnheilkunde. In: *LASER JOURNAL* Bd. I (2009), S. 8
- [6] BACH, GEORG: *Diodenlaser in der Zahnheilkunde*. URL [https://www.dimagazin-aktuell.de/parodontologie/story/diodenlaser-in-der-zahnheilkunde\\_\\_2931.html](https://www.dimagazin-aktuell.de/parodontologie/story/diodenlaser-in-der-zahnheilkunde__2931.html)
- [7] BÄUERLE, D.: LASER: Grundlagen und Anwendungen in Photonik, Technik, Medizin und Kunst. In: . Weinheim : WILEY-VCH Verlag, 2008 — ISBN 9783527408037, S. 32–33
- [8] BERGGREEN, ELLEN ; BLETSA, ATHANASIA ; HEYERAAS, KARIN J.: Circulation in normal and inflamed dental pulp. In: *Endodontic Topics* Bd. 17 (2007), Nr. 1, S. 2–11
- [9] BRAUN, ANDREAS ; KECSMAR, SUSANN ; KRAUSE, FELIX ; BERTHOLD, MICHAEL ; FRENTZEN, MATTHIAS ; FRANKENBERGER, ROLAND ; SCHELLE, FLORIAN: Effect of simulated pulpal fluid circulation on intrapulpal temperature following irradiation with an Nd:YVO4 laser. In: *Lasers in medical science* Bd. 30 (2015), Nr. 4, S. 1197–1202 — ISBN 0268-8921
- [10] BRUST, M. ; SCHAEFER, C. ; DOERR, R. ; PAN, L. ; GARCIA, M. ; ARRATIA, P. E. ; WAGNER, C.: Rheology of human blood plasma: Viscoelastic versus Newtonian behavior. In: *Physical Review Letters* Bd. 110 (2013), Nr. 7, S. 6–10 — ISBN 0031-9007r1079-7114
- [11] *Diodenlaser – Vielfalt für Ihre Praxis*. URL <https://assets.dentsplysirona.com/flagship/de-de/produkte/instrumente/pdf/A91100-04-M45-C057.pdf>
- [12] FRENTZEN, MATTHIAS ; SCULEAN, ANTON ; VISSER, H.: *Deutsche Gesellschaft für Zahn-Mund- und Kieferheilkunde. Laser in der Parodontologie*. URL [http://www.dgzmk.de/uploads/tx\\_szdgzmkdocuments/Laser\\_in\\_der\\_Parodontologie\\_2005.pdf](http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Laser_in_der_Parodontologie_2005.pdf)
- [13] GÄNGLER, P.: The reaction of the pulpal blood circulation to thermal stimuli. In: *Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl* (1976), S. 480–486
- [14] GEBETSBERGER, FRANZ: *Einsatzmöglichkeiten der Low-Level-Lasertherapie*. URL [https://www.oegkv.at/fileadmin/user\\_upload/Veranstaltungen/2015/Laendle\\_Pflegeforum/Einsatzmoeglichkeiten\\_der\\_Low\\_Level\\_Lasertherapie\\_-\\_Franz\\_Gebetsberger.pdf](https://www.oegkv.at/fileadmin/user_upload/Veranstaltungen/2015/Laendle_Pflegeforum/Einsatzmoeglichkeiten_der_Low_Level_Lasertherapie_-_Franz_Gebetsberger.pdf)

- [15] GOODIS, H. E. ; WHITE, J. M. ; MARSHALL, G. W. ; YEE, K. ; FULLER, N. ; GEE, L. ; MARSHALL, S. J.: Effects of Nd: and Ho:yttrium-aluminium-garnet lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro. In: *Archives of Oral Biology* Bd. 42 (1997), Nr. 12, S. 845–854 — ISBN 0003-9969 (Print)r0003-9969 (Linking)
- [16] GUTWALD, R ; GELLRICH, N.-C. ; SCHMELZEISEN, R.: Einführung in die zahnärztliche Chirurgie und Implantologie. In: . Freiburg-Hannover : Deutscher Zahnärzte Verlag, 2010, S. 513–522
- [17] HELLWIG, E ; KLIMEK, J ; ATTIN, T: Einführung in die Zahnerhaltung. In: . Köln : Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013, S. 3ff, 9, 10ff
- [18] HEYERAAS, K.J. ; KVINNSLAND, I.: Tissue pressure and blood flow in pulpal inflammation. In: *Proceedings of the Finnish Dental Society* Bd. 88 (1992), Nr. Supplement 1, S. 393–401
- [19] JAFARZADEH, H.: Laser Doppler flowmetry in endodontics. In: *International Endodontic Journal* Bd. 42 (2009), Nr. 6, S. 476–490
- [20] JIN, JAE-YONG ; LEE, SANG-HWA ; YOON, HYUN-JOONG: A comparative histological and immunohistochemical study of wound healing following incision with a scalpel, CO2 laser or Er,Cr:YSGG laser in the guinea pig oral mucosa. In: *Acta odontologica Scandinavica* Bd. 68 (2010), Nr. April, S. 448–54 — ISBN 1502-3850 (Electronic)r0001-6357 (Linking)
- [21] KAKINO, S. ; MIWA, Z.: Dental Pulp Diagnosis by Transmitted-light Plethysmography Associated with Pulpal Blood Flow. In: *Journal of Japanese Society for Laser Dentistry* Bd. 25 (2014), Nr. 3, S. 153–158
- [22] KIEF, H. ; SCHWARZ, K. ; ROSCHI WAL, H.: CNC-Handbuch. In: . München : Carl Hanser Verlag, 2017 — ISBN 9783446451735, S. 330–335
- [23] KIM, S. ; DÖRSCHER-KIM, JE. ; LIU, M.: Microcirculation of the dental pulp and its autonomic control. In: *Proc Finn Dent Soc* Bd. 85 (1989), Nr. 4–5, S. 279
- [24] KIM, SYNGCUK: Neurovascular interactions in the dental pulp in health and inflammation. In: *Journal of Endodontics* Bd. 16 (1990), Nr. 2, S. 48–53 — ISBN 0099-2399 (Print)
- [25] KLIMM, W.: Endodontologie. In: . Köln : Deutscher Zahnärzte Verlag, 2011 — ISBN 9783769134216, S. 8–30
- [26] KNEUBÜHL, F. ; SIGFRIST, M.: Laser. In: . Wiesbaden : Teubner Verlag, 2005 — ISBN 9783322996886, S. 324–325
- [27] KODONAS, K. ; GOGOS, C. ; TZIAFAS, D.: Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. In: *International Endodontic Journal* Bd. 42 (2009), Nr. 3, S. 247–252 — ISBN 0143-2885
- [28] KODONAS, KOSTAS ; GOGOS, CHRIS ; TZIAFA, CHRISTINA: Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. In: *Journal of Dentistry* Bd. 37 (2009), Nr. 6, S. 485–490 — ISBN 1879-176X

- [29] KRAUSE, FELIX ; FRENTZEN, MATTHIAS: *Dioden-Laser in der zahnmedizinischen Anwendung*. URL [http://lzhk.quintessenz.de/lzhk\\_2007\\_03\\_s0151.pdf](http://lzhk.quintessenz.de/lzhk_2007_03_s0151.pdf)
- [30] KULISCH, W.: Experimentalphysik für Ingenieure. In: . Weinheim : WILEY-VCH Verlag, 2012 — ISBN 9783527708277, S. 353–362
- [31] LIMA, S. M.F. ; GRISI, D. C. ; KOGAWA, E. M. ; FRANCO, O. L. ; PEIXOTO, V. C. ; GONÇALVES-JÚNIOR, J. F. ; ARRUDA, M. P. ; REZENDE, T. M.B.: Diabetes mellitus and inflammatory pulpal and periapical disease: A review. In: *International Endodontic Journal* Bd. 46 (2013), Nr. 8, S. 700–709 — ISBN 1365-2591 (Electronic)r0143-2885 (Linking)
- [32] MEYER-LÜCKL, HENDRIK ; PARIS, SEBASTIAN ; EKSTRAND, KIM R: Karies. In: . Stuttgart-New York : Thieme, 2012 — ISBN 9783131545411, S. 8f, 10
- [33] MOLLO, MARCIO ; FRIGO, LUCIO: In vitro analysis of human tooth pulp chamber temperature after low-intensity laser therapy at different power outputs. In: *Lasers in Medical Science* Bd. 26 (2011), Nr. 2, S. 143–147
- [34] NIKLAS, A. ; HILLER, K. A. ; JAEGER, A. ; BRANDT, M. ; PUTZGER, J. ; ERMER, C. ; SCHULZ, I. ; MONKMAN, G. ; U. A.: In vitro optical detection of simulated blood pulse in a human tooth pulp model. In: *Clinical Oral Investigations* Bd. 18 (2014), Nr. 5, S. 1401–1409 — ISBN 1436-3771
- [35] DE OLIVIERA, CRAC ; ZANIN, FATIMA: Analysis of Human Tooth Pulp Chamber Temperature after 670nm Laser Irradiation: In Vitro Study. In: *Photomedicine and Laser Surgery* Bd. 35 (2017), Nr. 10, S. 515–519
- [36] OZSEZER DEMIRYUREK, EBRU ; SAKALLIOGLU, ELIF ESER ; KALYONCUOGLU, ELIF ; YILMAZ MIROGLU, YELIZ ; SAKALLIOGLU, UMUR: The Effects of Smoking on the Osmotic Pressure of Human Dental Pulp Tissue. In: *Medical principles and practice : international journal of the Kuwait University, Health Science Centre* Bd. 24 (2015), Nr. 5, S. 465–469
- [37] POHTO, MAURI ; SCHEININ, ARJE: Microscopic Observations on Living Dental Pulp II. The Effect of Thermal Irritants on the Circulation of the Pulp in the Lower Rat Incisor. In: *Acta Odontologica Scandinavica* Bd. 16 (1958), Nr. 3, S. 315–327
- [38] PREMDAS, C. E. ; PITT FORD, T. R.: Effect of palatal injections on pulpal blood flow in premolars. In: *Dental Traumatology* Bd. 11 (1995), Nr. 6, S. 274–278 — ISBN 0109-2502
- [39] RAAB, W H: Temperature related changes in pulpal microcirculation. In: *Proceedings of the Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia* Bd. 88 Suppl 1 (1992)
- [40] RAAB, WH ; MÜLLER, H: *Temperature-dependent changes in the microcirculation of the dental pulp*, 1989
- [41] SANTIS, L. R. ; SILVA, T. M. ; HADDAD, B. A. ; GONÇALVES, L. L. ; GONÇALVES, S. E.P.: Influence of dentin thickness on intrapulpal temperature under simulated pulpal pressure during Nd:YAG laser irradiation. In: *Lasers in Medical Science* Bd. 32, Lasers in Medical Science (2017), Nr. 1, S. 161–167 — ISBN 1010301620981
- [42] SCHWARZ, F ; SCULEAN, A ; GEORG, T ; REICH, E: Periodontal treatment with an Er:

- YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. In: *Journal of periodontology* Bd. 72 (2001), Nr. 3, S. 361–7 — ISBN 0022-3492
- [43] SCHWARZ, FRANK ; SCULEAN, ANTON ; BERAKDAR, MOHAMMAD ; SZATHMARI, LUDWIG ; GEORG, THOMAS ; BECKER, JÜRGEN: In vivo and in vitro effects of an Er:YAG laser, a GaAlAs diode laser, and scaling and root planing on periodontally diseased root surfaces: A comparative histologic study. In: *Lasers in Surgery and Medicine* Bd. 32 (2003), Nr. 5, S. 359–366
- [44] SCHWENZER, NORBERT ; EHRENFELD, MICHAEL: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Zahnärztliche Chirurgie. In: . Stuttgart-New York : Thieme, 2009 — ISBN 9783131169648, S. 275–286
- [45] SINHA, UTTAM K ; GALLAGHER, LAURA A: Effects of steel scalpel, ultrasonic scalpel, CO2 laser, and monopolar and bipolar electrosurgery on wound healing in guinea pig oral mucosa. In: *The Laryngoscope* Bd. 113 (2003), Nr. 2, S. 228–36 — ISBN 0023-852X (Print)r0023-852X (Linking)
- [46] SOHRABI, KHOSROW ; SOORATGAR, AIDIN ; ZOLFAGHARNASAB, KAVEH ; KHARAZIFARD, MOHAMMAD JAVAD ; AFKHAMI, FARZANEH: Antibacterial activity of diode laser and sodium hypochlorite in enterococcus faecalis-contaminated root canals. In: *Iranian Endodontic Journal* Bd. 11 (2016), Nr. 1, S. 8–12
- [47] SPECOVIVUS, J.: Grundkurs Leistungselektronik. In: . Berlin : Springer Vieweg, 2015 — ISBN 9783658033095, S. 3–15
- [48] STEINIGER, BIRTE ; SCHWARZBACH, HANS ; STACHNISS, VITUS: Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts. In: . Stuttgart-New York : Thieme, 2010 — ISBN 9783131471413, S. 6–43
- [49] THOMAS GEORGE, M. ; VALIATHAN, ASHIMA ; GEORGE, ARJI I. ; PAYAPILLY, DENNY J.: Lasers in dentistry. In: *Current Science* Bd. 64 (1993), Nr. 4, S. 221–226 — ISBN 0-7803-1263-5
- [50] ZACH, LEO ; COHEN, GERSON: Pulp response to externally applied heat. In: *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* Bd. 19 (1965), Nr. 4, S. 515–530 — ISBN 0-435-71781-2

## **10. Liste akademischer Hochschullehrer**

Arweiler Nicole Prof. Dr.  
Auschill Thorsten M. Prof. Dr.  
Braun Andreas Prof. Dr.  
Cetin Yalcin Prof. Dr.  
Frankenberger Roland Prof. Dr.  
Gente Michael Prof. Dr.  
Höffken Helmut PD Dr.  
Jablonski-Momeni Anahita Prof. Dr.  
Korbmacher-Steiner Heike Prof. Dr.  
Lill Roland Prof. Dr.  
Lotzmann Ulrich Prof. Dr.  
Mengel Reiner Prof. Dr.  
Mittag Hannelore PD Dr.  
Neff Andreas Prof. Dr. Dr.  
Neumüller Bernhard Prof. Dr.  
Pieper Klaus Prof. Dr.  
Plant Timothy David Prof. Dr.  
Roggendorf Matthias PD Dr.  
Steiniger Birte Prof. Dr.  
Teymoortash Afshin Prof. Dr.  
Weihe Eberhard Prof. Dr.  
Westermann Reiner PD Dr.

## **11. Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich mich in erster Linie bei Herrn Prof. Dr. Andreas Braun, meinem Doktorvater, bedanken, dass er mir dieses Dissertationsthema überlassen und mich unterstützt hat.

Ebenfalls möchte ich mich recht herzlich bei Herrn Franz Pleier, meinem Studienkollegen, bedanken, mit dem ich den Versuchsaufbau aufgestellt habe und wir uns regelmäßig austauschen konnten.

Abschließend möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, die mich zu jedem Zeitpunkt unterstützt und ermutigt hat.